

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

---

# BIOMECHANISCHE ANALYSE DES HÜFTGELENKS

Ein Beitrag mit besonderer Berücksichtigung der  
Druckberechnung und der klinischen Anwendung

Dem Fachbereich Medizin  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg  
als Habilitationsschrift

vorgelegt von  
Dr. H. Legal

1977

1978 № 55



Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik  
der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Professor Dr. med. D. Hohmann

---

# BIOMECHANISCHE ANALYSE DES HÜFTGELENKS

Ein Beitrag mit besonderer Berücksichtigung der  
Druckberechnung und der klinischen Anwendung



Dem Fachbereich Medizin  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg  
als Habilitationsschrift

vorgelegt von  
Dr. H. Legal



Tag der Habilitation : 24.11.1977

Meiner Frau Martha

gewidmet



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41548423\\_0017](https://archive.org/details/IA41548423_0017)

## INHALTSVERZEICHNIS

|                                                                 | Seite |
|-----------------------------------------------------------------|-------|
| A. Einleitung                                                   | 1     |
| B. Belastung und Beanspruchung des Hüftgelenkes                 | 5     |
| C. Stand der Erkenntnisse über die Biomechanik des Hüftgelenkes | 6     |
| D. Anatomische Grundlagen                                       | 10    |
| E. Röntgenologische Grundlagen                                  | 13    |
| F. Grundlagen unserer biomechanischen Analyse                   | 16    |
| G. Die Belastung des Hüftgelenkes                               | 19    |
| I. Belastungsmodell                                             | 19    |
| II. Geometrische Kenngrößen zur Bestimmung der Belastung        | 24    |
| III. Gang der Belastungsberechnung                              | 30    |
| H. Die Beanspruchung des Hüftgelenkes                           | 35    |
| I. Druckberechnung                                              | 35    |
| II. Korrektur der Druckberechnung                               | 42    |
| I. Normdaten und Normkurve                                      | 49    |
| I. Skelettnormdaten-Bestimmung                                  | 49    |
| II. Normkurve, Physiologisches Belastungs- bzw. Druck-Feld      | 56    |
| J. Standardtherapie der Hüftgelenksdysplasie des Erwachsenen    | 60    |
| K. Anwendung der Berechnung an pathologischen Hüftgelenken      | 64    |
| I. Statistik der biomechanisch analysierten Hüftgelenke         | 64    |
| II. Kasuistik und Diskussion der Rechenergebnisse               | 64    |

|                                                                                                    |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| L. Biomechanische Einordnung der Operationsmethoden<br>zur Behandlung der Erwachsenenhöftdysplasie | 90  |
| M. Biomechanisch fundierte Operationsplanung                                                       | 100 |
| I. Änderung der Belastung durch Variation von<br>$t'$ , $\psi$ und $d_6$                           | 100 |
| II. Änderung der Beanspruchung durch Variation von<br>CE, S und $y$ .                              | 107 |
| III. Biomechanisch fundierte Operationsplanung im<br>Einzelfall                                    | 110 |
| N. Schlußbemerkung                                                                                 | 114 |
| O. Zusammenfassung                                                                                 | 115 |
| P. Literaturverzeichnis                                                                            | 118 |

## A. E i n l e i t u n g

Das menschliche Hüftgelenk stellt eine evolutionäre Notlösung der Natur dar. Durch die anthropologische/Körperaufrichtung des Menschen vom quadrupeden zum aufrechten, bipeden Gang ist es im Bereich der Becken-Bein-Verbindung zu einer Verwringung gekommen mit der Folge einer Öffnung des Pfannencavums nach vorn. Während beim Vierfüßler die Pfanneneingangsebene nahezu senkrecht von der Schenkelhalsachse getroffen wird und sich das coxale Femurende unter der senkrechten Belastung gegen den massiv ausgebildeten dorsocaudalen Rand des Acetabulum anstemmen kann, besteht beim aufrecht gehenden Menschen die Pfanne nur noch teilweise, nämlich im craniodorsalen und geringer im cranioventralen Bereich aus Knochensubstanz, so daß der vollständige Gelenkschluß ventral durch den knorpeligen Limbus oder durch kapsulär-ligamentäre Strukturen erzwungen werden muß.

Die beschriebene phylogenetische Verwringung des Beinskelettes gegenüber dem Beckenkorb hat demnach zur Folge eine Diversion der beiden im Hüftgelenk zusammenstoßenden Winkel des coxalen Femurendes und der Pfanneneingangsebene mit den daraus resultierenden ungünstigeren und biomechanisch komplizierteren Beanspruchungsverhältnissen. Hinzu kommt, daß im Gegensatz zum Quadrupeden durch Freiwerden der vorderen bzw. oberen Extremitäten die Körperlast eben nicht durch vier, sondern nurmehr durch zwei Extremitäten getragen werden muß.

Allgemein gilt für die Belastungspathologie der Gelenke, daß bei intakter Morphologie und Mechanik sowie bei regulärer arthromuskulärer Partnerschaftsfunktion (OTTE) ein Überlastungsschaden nicht zu befürchten ist, selbst wenn die Belastung etwa durch eine zusätzliche sportliche Leistung gesteigert wird. Die Aufgabe der arthromuskulären Part-

nerschaftsfunktion besteht darin, die aus Körperschwere und Beschleunigung einfallende kinetische Energie zu transformieren und zwar in eine Form, die für den empfindlichen Knochen und Knorpel schadlos absorbierbar ist, das heißt, in eine strukturgerechte Belastungsform.

Andererseits weisen die funktionsmechanischen Eigenschaften des menschlichen Gewebes bestimmte Leistungsgrenzen auf, deren Überschreiten auf dem Wege der "Materialermüdung " zur Arthrose führen können ( P. G. SCHNEIDER und H. LICHTER ).

Die Voraussetzung für die lebenslange ungestörte Funktion eines Gelenkes ist also die Erhaltung eines Gleichgewichtes zwischen der Beanspruchbarkeit und der tatsächlichen Beanspruchung des Gelenkes. Besteht diesbezüglich ein Mißverhältnis, so ist mit der Entwicklung einer Arthrose zu rechnen. Dies gilt insbesondere für ein dem Körpergewicht ausgesetztes, belastetes Gelenk wie die Hüfte. Hierbei kann die Entstehungsursache der Arthrose außerhalb oder innerhalb des Gelenkes zu suchen sein.

Extreme Spitzen- und Dauerbelastungen etwa durch zu hohes Körpergewicht, im Beruf oder im Sport, durch sogenannte Mikrotraumen oder durch unfallbedingte Traumatisierungen sowie durch konstitutionelle oder erworbene Fehlbelastungen, deren Quellen außerhalb des zu beurteilenden Gelenkes liegen, z.B. extreme Beinachsenfehler, können durchaus als extraartikuläre Ursachen gewertet werden.

Die im Gelenkbereich selbst zu suchenden Faktoren bestehen einerseits in der biologischen Qualität der Gelenkstrukturen, andererseits handelt es sich um anlage- und entwicklungsbedingte Formfehler, etwa die Hüftgelenks-

dysplasie in all ihrer zu beobachtenden Spielbreite. Diese ist im Sinne von HACKENBROCH als praearthrotische Deformität zu werten und führt aufgrund der biomechanischen Fehlbelastung im Sinne einer Überbeanspruchung meist kleiner Gelenkbezirke unter Einwirkung des Zeitfaktors zum vollkommenen Gelenkverschleiß.

Die biologische Komponente der Knorpelknochenstrukturen, die Gewebspotenz bzw. -qualität ist nur schlecht in ihrer Bedeutung abwägbare und faßbar und somit therapeutisch kaum zu beeinflussen.

Demnach muß das Bestreben der orthopädischen Chirurgie also darin bestehen, im Falle einer Hüftgelenksdysplasie günstigere biomechanische Bedingungen am belasteten Gelenk zu schaffen. Dies setzt jedoch die Kenntnis der Biomechanik der Hüfte und eine zumindest größenordnungsmäßige Einstufung der Belastung, der Richtung der angreifenden Kräfte und schließlich der Beanspruchung des Hüftgelenkes voraus (LEGAL, RUDER).

Das Ziel dieser Arbeit ist die Darstellung eines Verfahrens zur möglichst realistischen Berechnung der Belastungs- bzw. Beanspruchungsverhältnisse am Hüftgelenk unter Zugrundelegung der bisher bekannten Berechnungsmethoden, wobei wir bestrebt waren, auch eine besonders für die klinische Anwendung praktikable Lösung der Druckberechnung (Beanspruchung) anzugeben.

Nach der rechnerischen Bestimmung von Belastung und Druckbeanspruchung des gesunden Hüftgelenks anhand von eigens zu diesem Zweck ermittelten Skelettnormdaten sind wir in der Lage, durch Anwendung unseres Rechenverfahrens an pathologischen, bereits operierten Hüftgelenken sozusagen retrospektiv den biomechanischen Effekt des jeweiligen Operationsverfahrens zur Behandlung der Hüftgelenksdysplasie des Erwachsenen zu beurteilen. Dadurch bietet sich uns für die

Zukunft die Möglichkeit bei den verschiedenen Formen der Gelenkdysplasie eine exaktere Indikation für die im Einzelfall anzuwendende operative Therapie zu stellen. Unsere Rechenmethode wurde bisher an insgesamt 364 gesunden bzw. pathologischen Hüftgelenken überprüft.

## B. BELASTUNG UND BEANSPRUCHUNG DES HÜFTGELENKES

PAUWELS hat auf dem Orthopädenkongress 1965 konstatiert, daß die Anwendung mechanischer Prinzipien in der Orthopädie nach wie vor auf große Schwierigkeiten stoße, weil bezüglich der Begriffe Belastung und Beanspruchung keine klaren Vorstellungen herrschen würden.

Es sei ein Irrtum, wie allenthalben behauptet würde, daß die Beanspruchung, die z.B. der lange Röhrenknochen durch das Körpergewicht erfahre, von den angreifenden Muskelkräften stark erhöht würde. Deshalb sei diesen Ausführungen eine Begriffsdefinition der Belastung und Beanspruchung vorausgeschickt:

Belastung ist gleichbedeutend mit den auf einen Körper wirkenden äußeren Kräften. Auf das Hüftgelenk bezogen würde dies bedeuten, daß unter Belastung die vektorielle Summe aller Kräfte zu verstehen ist, die von der Pfanne auf den Hüftkopf übertragen werden. Sie ist abhängig vom Körpergewicht und von der Zugkraft der Muskeln, Sehnen und Bänder, die die untere Extremität mit dem Rumpf verbinden, sowie von den Trägheitskräften, die je nach dem momentanen Bewegungszustand des Körpers vom Rumpf über das Hüftgelenk auf die untere Extremität transformiert werden. Die Belastung des Hüftgelenkes wird in kp oder durch relative Einheiten in Korrelation zum Körpergewicht angegeben.

Den Begriff der Beanspruchung reserviert PAUWELS dem Sammelbegriff für die Auswirkung der äußeren Kräfte im Material, d. h., für die Verformungen und Spannungen, die durch die Belastung im Material hervorgerufen werden und die für die Folgen der Belastung maßgebend sind. Unter der Beanspruchung des Hüftgelenkes ist also unter Ausklammerung von Zug- bzw. Schubspannungen am coxalen Femurende der Druck auf die tragende Oberfläche von Hüftkopf und -pfanne zu verstehen. Die Beanspruchung wird in  $\text{kp pro cm}^2$  gemessen. Sie ist abhängig von Betrag und Richtung der Belastung und von Größe, Form und Anordnung von Hüftkopf und -pfanne.

### C. STAND DER ERKENNTNISSE ÜBER DIE BIOMECHANIK DES HÜFTGELENKS

Die ersten Versuche, die biomechanischen Probleme des Hüftgelenkes aufzuhellen, reichen bis in das vorige Jahrhundert zurück, wobei die Problematik von den verschiedensten Blickwinkeln aus betrachtet wurde. Nach statischen Überlegungen über die Wirkungsweise der Oberschenkelmuskulatur durch A. FICK (1850) folgten anatomische Gelenkstudien an der Hüfte durch R. FICK (1904 und 1911), die weitere Klarheit über die hüftumgreifenden Muskelkräfte brachten. W. BRAUNE und O. FISCHER (1889) gelang es erstmals, Einblick in die Probleme der Schwerpunktverlagerung des menschlichen Körpers in den verschiedenen Gang- und Standphasen zu vermitteln. Die Ergebnisse der klassischen Untersuchungen O. FISCHER's, die er in seinem Werk "Der Gang des Menschen" (1889) niederlegte, dienten schließlich als wesentliche Grundlage zu den konkreten Belastungs- und Beanspruchungsschätzungen bei PAUWELS. O. FISCHER gelang es, durch diffizile Untersuchungen an einem gesunden Mann einen Doppelschritt in 31 Gangphasen aufzugliedern, wobei es ihm im wesentlichen darauf ankam, in einem rechtwinkelig räumlichen x-y-z-Koordinatensystem die Verlagerung des jeweiligen Körperschwerpunktes ( $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  etc.) in der momentanen Gangphase in Korrelation zum Schenkelkopfmittelpunkt festzustellen. Dabei wurden Bahnkurven für den Kopfmittelpunkt sowie für den derzeitigen Körperschwerpunkt angegeben und in Korrelation zu dem Gewicht des jeweils wirksamen Körperabschnittes des untersuchten Individuums gesetzt. Die Untersuchung FISCHER's dient seitdem als Arbeitsgrundlage für weitere biomechanische Berechnungen.

Von KOCH (1917) und STORCK (1931) kennen wir die ersten Abschätzungen der statischen bzw. dynamischen Gelenkbelastung unter Berücksichtigung des Körpergewichtes sowie der Richtung und Größe der Hüftgelenksresultierenden.

Eingehendere Arbeiten über die mechanische Belastung bzw. Beanspruchung des Hüftgelenkes stammen von PAUWELS (1935), der unter Hinzuziehung der Daten von A. FICK, BRAUNE und FISCHER sowie O. FISCHER die Belastung in der Standphase beim langsamen Gehen, also in der Standbeinperiode des Ganges (16. Gangphase nach O. FISCHER) ermittelte. Initialzündung für die PAUWELS'sche Untersuchung stellte der Schenkelhalsbruch dar mit seiner auffallend schlechten und uneinheitlichen Heilungstendenz. Auf die PAUWELS'schen Gedankengänge, die zum Teil auch Grundlage unserer Berechnungen bilden, werden wir zurückkommen.

INMAN (1947) und MERCHANT (1965) stellten zweidimensionale Überlegungen über die Gelenkbelastung im Einbeinstand unter Berücksichtigung der Kraft der Hüftabduktoren an, wobei INMAN durch elektromyografische Messungen die auf den Hüftkopf wirkenden Muskelmomente bestimmen konnte.

DENHAM (1959) spielte verschiedenartige Lastfälle des Hüftgelenks z.B. bei verschiedenen Schwerpunktpositionen, unterschiedlichen Schenkelhalslängen, Gelenkkontrakturen etc. durch und gab damit Impulse für die klinische Anwendbarkeit des bis dahin bekannten Gedankengutes auch im Hinblick auf die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes.

Die Ergebnisse von INMAN wiederum dienten als Grundlage für die Berechnungen bei Bewegungsstudien von WILLIAMS UND LISSNER (1962) sowie für Belastungsuntersuchungen von OSBORNE und FAHRNI (1968) bei Umstellungsosteotomien.

RYDELL entwickelte 1965/66 eine Austin-Moore-Prothese, die mit sogenannten "strain gauges" ausgerüstet wurde, wodurch Belastungsmessungen im Einbeinstand, während der Schwungphase und beim schnellen Laufen möglich waren, die die von PAUWELS ermittelten Werte weitgehend bestätigten.

Auch die dreidimensionale dynamische Gelenkanalyse von PAUL

(1965, 1967) ergab eine Übereinstimmung mit den Ergebnissen von PAUWELS. Diese Gangstudie kann aber zunächst nur als theoretische Grundlage dienen, da zur Berechnung der Trägheitskräfte ein erheblicher experimenteller Aufwand notwendig ist.

MC LEISH und CHARNLEY (1970) untersuchten das Hüftgelenk im Einbeinstand und haben dabei ein besonderes Augenmerk den am Hüftgelenk abduzierend wirkenden Kräften gewidmet, wobei sie allerdings bezüglich der Wirkung des tractus iliotibialis zu einem anderen Ergebnis kamen als INMAN.

Schließlich gelang es KUMMER (1968, 1969) sowie AMTMANN und KUMMER (1968) die Theorie der Hüftgelenksbelastung durch Einbeziehung aller geometrischen Daten des Becken-Bein-Skelettes, die sich auf Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden auswirken, realistischer darzustellen, während HAMACHER und ROESLER (1972) erstmals ein Rechenprogramm unter Berücksichtigung der Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall lieferten und an einem größeren Probandenkollektiv zur Anwendung brachten.

BRINCKMANN, HOEFERT, JONGEN und POLSTER (1974) entwickelten auf der Grundlage der biostatistischen Analyse von BARTEL und JOHNSTON, AMTMANN und KUMMER sowie ROESLER und HAMACHER schließlich ein Computerprogramm, mit Hilfe dessen zwar die Berechnung der durch Operationen herbeigeführten Veränderungen der Hüftgelenksbelastung, bezüglich der Beanspruchung aber nur eine Abschätzung gelang.

Eine von DEBRUNNER (1976) veröffentlichte Studie zur Biomechanik der Hüfte stellt zumindest für gesunde Gelenke unter den noch zu nennenden Einschränkungen ein recht praktikables Rechenmodell vor; es birgt jedoch durch die Festlegung eines konstanten Punktes A als Ausgangspunkt für die Verlaufsrichtung der Muskelkraft M im Bereich der Beckenschaufel eine

nach anderen Berechnungsmethoden vermeidbare Vereinfachung in sich. Durch die konstante Position von A ist auch die Verlaufsrichtung von  $\underline{M}$ , nämlich der Winkel  $\sigma$  als gleichbleibend festgelegt, obwohl letzterer beim Gehen und bei unterschiedlichen Gelenkpositionen variiert. Diese Vereinfachung wirkt sich u. E. aber besonders bei Femur- und Beckenosteotomien aus, da sich  $\sigma$  schon allein im Rahmen dieser operativen Maßnahmen nicht unerheblich ändert; dadurch werden Vergleiche von prae- und postoperativen Belastungsberechnungen ungenau. Aus diesem Grunde halten wir ein Rechenverfahren wie das unsere, bei dem  $\sigma$  als nicht konstant angenommen wird, für aussagekräftiger und realistischer. DEBRUNNER selbst weist daraufhin, daß die konstante Lage von A einen nicht zu vernachlässigenden Einfluß auf die Berechnung der Belastung und auf die von ihm vorgenommene Druckabschätzung ausübe.

Wir werden uns in unseren weiteren Ausführungen auf die letztgenannten Autoren noch mehrfach beziehen, weshalb wir an dieser Stelle auf eine genauere Analyse ihrer Rechenmodelle verzichten.

#### D. ANATOMISCHE GRUNDLAGEN

Das menschliche Hüftgelenk ist als modifiziertes Kugelgelenk, nämlich als sogenanntes Nußgelenk (Enarthrosis) angelegt, da die knöcherne Pfanne durch den faserknorpeligen Limbus derart vertieft wird, daß der knorpelige Pfannenrand den Kopf über seinen Äquator hinaus umgreift. Die eingangs erwähnte Aufrichtung des menschlichen Körpers hat die Stellung des Hüftgelenkes aus der Mitte seines Bewegungsumfanges heraus verschoben, wodurch im Gegensatz zu einem reinen Kugelgelenk (z.B. Schultergelenk) eine Einschränkung der Beweglichkeit entstanden ist, die beim Hüftgelenk hauptsächlich in Richtung der Überstreckung begrenzt ist. Als modifiziertes Kugelgelenk existieren in ihm 3 Freiheitsgrade der Beweglichkeit mit 3 entsprechend angeordneten, aufeinander jeweils senkrecht stehenden Hauptachsen, die sich im geometrischen Mittelpunkt C des sphärischen Kopfes als Drehzentrum schneiden.

Der Femurkopf besitzt, zumindest in seinem artikulierenden Anteil Kugelform, deren Mittelpunkt im Kongruenzfalle mit demjenigen der Pfanne identisch ist. Der Femurkopf verjüngt sich im Bereich seines nicht überknorpelten Anteiles in den Schenkelhals, der gegenüber dem Femurschaft zwei anatomische Formfaktoren, die Schenkelhalsneigung (CCD-Winkel) und die Antetorsion (AT-Winkel) aufweist (siehe auch Kapitel I "Normdaten und Normkurve").

Der CCD-Winkel wird durch die am Hüftgelenk angreifende resultierende Kraft R zum Epiphysenknorpel determiniert; der AT-Winkel hat eine wesentliche Bedeutung für die Reduktion der Biegebeanspruchung des Schenkelhalses, da durch die Antetorsion die Schenkelhalsachse nahezu mit der Wirkungsline der belastenden Kraft zusammenfällt. In der Frontalebene verläuft die Resultierende R nämlich schräg von cranial-medial nach caudal-lateral; zugleich ist sie in der Sagittalebene gegenüber der Femurachse von ventral-cranial nach dorsal-

caudal gerichtet. Diese funktionell bedeutsamen Achsenkrümmungen sind immer der möglichen passiven Verbiegung entgegengesetzt gerichtet, die bei einer Nachgiebigkeit des Knochens unter Belastung auftreten würde (KUMMER).

Die Spongiosaarchitektur im coxalen Femurende ist gekennzeichnet durch eine typische Zug- und Drucktrajektorienausbildung, deren Entstehung nach dem WOLFF'schen Transformationsgesetz (1892) durch die Biegebeanspruchung des coxalen Femurendes zu erklären ist. Die Spongiosa ist mit einem Minimum an Material gebaut, weil sie ein "biegungsfreies trajektorielles Rahmenfachwerk" (PAUWELS) darstellt, bei dem auch an den Knoten keine Biegebeanspruchung auftritt.

Der Trochanter major bildet nicht etwa die Fortsetzung des Schenkelhalses nach lateral, sondern steht zur Schenkelhalsachse in einem nach hinten offenen Winkel von 150 bis 160°. Auf die Lage eines theoretischen Ansatzpunktes T der am Trochantermassiv inserierenden Hüftabduktoren werden wir im biomechanischen Teil dieser Abhandlung noch näher eingehen.

Die Hüftpfanne (Acetabulum) stellt eine Hohlhalbkugel dar, die zusammen mit dem Knorpellimbus den Kopf über seinen Äquator hinaus, also um mehr als die Hälfte umfaßt. Der Rand der Hüftgelenkspfanne bildet die sogenannte Pfanneneingangsebene. Diese ist aufgrund der Aufrichtung des Menschen zum Zweifüßler nicht nur nach lateral-caudal geneigt, sondern auch nach ventral geöffnet (Anteversion der Pfanne). Auch diese anatomische Besonderheit wird bei unseren biomechanischen Erörterungen Berücksichtigung finden. Auf die v. LANZ'sche "Pfannenneigungsebene" und den Auftreffwinkel der Schenkelhalsachse sei hier nur kurz verwiesen.

Bezüglich der charakteristischen Knorpelverteilung in Form

der facies lunata der Pfanne haben KUMMER (1967, 1968, 1969) und TILLMANN (1969) unter Untermauerung der PAUWELS'schen Theorie der "causalen Histogenese des mesenchymalen Stützgewebes" eine einleuchtende Erklärung gefunden. TILLMANN prägte bei seinen Untersuchungen an der facies lunata den Begriff der "Knorpelerhaltungszone", ein Knorpelareal, in dem sich die Druckspannung zwischen einem oberen und unteren physiologischen Grenzwert bewege. Werden diese Toleranzgrenzen über- oder unterschritten, so kommt es zur Degeneration oder zum Schwund des Knorpels (TILLMANN, MOLZBERGER) und mithin zu subchondralen Knochenumbauvorgängen (OBERLÄNDER). Der Grund für diese charakteristische Knorpelbelagverteilung ist also darin zu suchen, daß die Gesamteresultierende R bei der Bewegung im Hüftgelenk ihre Lage, Richtung und GröÙe ändert und dadurch eben nur der Teil des Pfannencavums überknorpelt sein muß, in dem bei den unterschiedlichsten Gelenkstellungen physiologische Druckspannungen herrschen. Eine geometrische Erfassung dieser facies lunata zwecks Erstellung einer Flächenberechnung ist derzeit unter anderem wegen ihrer differierenden individuellen Form- und Größenentwicklung noch nicht möglich.

Nach A. FICK weisen folgende Muskeln eine abduktorisch wirkende Komponente auf: a.) pelvitrochantere Gruppe: Glutaeus medius, Glutaeus minimus und Piriformis, b.) spinocrurale Gruppe: Tensor fasciae latae, Rectus femoris und Sartorius.

Um die auf den Schenkelkopf des Standbeines wirkende Kraft nach Richtung und GröÙe ableiten zu können, hat PAUWELS unter Zugrundelegung der Untersuchungen von A. FICK die Richtung der resultierenden Muskelkraft M bestimmt. Sie verläuft bei normalen Hüftgelenksverhältnissen von medial-cranial nach lateral-caudal und schließt mit der Vertikalen einen Neigungswinkel von  $21^{\circ}$  ein.

## E. RÖNTGENOLOGISCHE GRUNDLAGEN

Zur röntgenologischen Beurteilung der Gelenkgeometrie der in unserer biomechanischen Analyse berücksichtigten Personen wurden zwei Röntgenaufnahmen der Hüfte herangezogen:

1. Standardröntgenaufnahme des Beckens (Beckenübersichtsaufnahme = BÜ-Aufnahme)
2. Antetorsionsaufnahme nach RIPPSTEIN (AT-Aufnahme).

Bei der BÜ-Aufnahme handelt es sich um ein Röntgenbild in Normalstellung, also in Mittel- oder Gangstellung unter mittlerer Rotation bei querverlaufender Kniecondylenachse, die entweder angefertigt wird durch Lagerung des Patienten auf dem Bucky-Tisch in Rückenlage mit hängenden Unterschenkeln oder aber, da letztere Aufnahmetechnik bei uns auf Schwierigkeiten im Meßverfahren stieß, in Bauchlage bei rechtwinkliger Kniebeugung unter Kniecondylen- und Knöchelschluß.

Der Kopfmittelpunkt C wird wie üblich bestimmt mit dem Röntgen-Ischiometer nach M. E. MÜLLER; die Konstruktion der Schenkelhalsachse erfolgt bei normalem CCD-Winkel bzw. Coxa valga nach GRÜNEWALD bzw. M. E. MÜLLER, bei Coxa vara nach M. E. MÜLLER. Die Femurschaftachse ist definiert als Verbindungslinie zweier Schaftmittelpunkte. Aus Femurschaftachse und Schenkelhalsachse ergibt sich bekanntlich der projizierte CCD-Winkel.

Folgende Meßpunkte bzw. geometrische Kenngrößen (Meßstrecken und Winkel), die für unsere Berechnung relevant sind, lassen sich aus der BÜ-Aufnahme entnehmen (Abb.1):

|         |                                                       |
|---------|-------------------------------------------------------|
| Punkt C | = Kopfmittelpunkt                                     |
| Punkt T | = Ansatzstelle der Hüftabduktoren am Trochantermassiv |

|                       |                                                                                                                                                            |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Punkt E               | = Pfannenerker                                                                                                                                             |
| Strecke $d_6$         | = senkrechter Abstand der Körperlängsachse durch den Schwerpunkt $S_6$ vom Kopfmittelpunkt C                                                               |
| Strecke $t'$          | = Abstand Kopfmittelpunkt C - Muskelanriffspunkt T                                                                                                         |
| Winkel $\phi$         | = Winkel zwischen Verlängerung von $d_6$ und $t'$                                                                                                          |
| CE-Winkel (WIBERG)    | = Winkel zwischen einer Parallelen zur Körperlängsachse durch den Kopfmittelpunkt C und der Verbindungslinie zwischen Kopfmittelpunkt C und Pfannenerker E |
| Strecke S             | = Hüftkopfradius                                                                                                                                           |
| Winkel $\gamma$ proj. | = Projizierter CCD-Winkel                                                                                                                                  |
| Strecke GS            | = Gelenkspaltbreite, gemessen im etwaigen Verlauf der Gesamteresultierenden $\underline{R}$ (in einem Winkel $16^\circ$ zum Lot)                           |

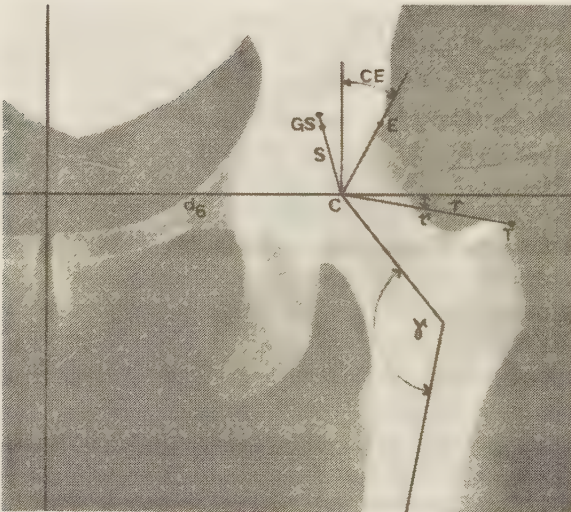


Abb.1: Geometrische Kenngrößen des Hüftgelenks.

Am normalen Hüftgelenk bilden Kopf und Pfanne röntgenologisch jeweils eine kreisförmige Konturlinie, wobei der knöcherne Kopf den Radius  $S$  und die ossäre Pfanne den Radius  $S + GS$  aufweisen. Am gesunden Gelenk fallen die Mittelpunkte beider Kreise im Punkt  $C$  zusammen. Eine Dezentrierung von Kopf und Pfanne, d. h. eine Abweichung beider Mittelpunkte voneinander deutet auf eine unvollständige Anpassung der Gelenkkörper hin. IDELBERGER und FRANK haben den sogenannten ACM-Winkel, BUSSE, GASTEIGER und TÖNNIS zwecks Erkennung einer etwa vorliegenden Dezentrierung den sogenannten "Hüftwert" angegeben, wobei die in der Konstruktion der einzelnen Maße des "Hüftwertes" anzumessenden Punkte röntgenologisch teilweise nur schwer und ungenau festzulegen sind. Wir haben deshalb in unserer biomechanischen Berechnung den Hüftwert nicht verwendet, da uns hier eine zu große Fehlerbreite bei ohnehin schon sehr kurzen Meßstrecken vorzuliegen scheint, und den Fehler einer etwaigen Dezentrierung durch eine unten noch darzustellende geometrische Konstruktion des vorderen und hinteren Pfannenrandes unter Einführung einer geometrischen Kenngröße  $y$  weitgehend zu korrigieren versucht.

Die AT-Aufnahme wird mit dem von FRANCILLON und RIPPSTEIN entwickelten Beinhaltegerät angefertigt; sie liefert bekanntlich den projizierten Antetorsionswinkel. Wegen der durch die Lagerung und den CCD-Winkel eingetretenen Verzeichnung haben RYDER und CRANE, DUNLAP et al. (1953) sowie M. W. MÜLLER (1954) einen Korrekturfaktor ermittelt, mit dessen Hilfe es nun möglich war, einander entsprechende projizierte AT-Winkel und projizierte CCD-Winkel in eine Tabelle einzutragen, aus der sich reeller CCD- und AT-Winkel ablesen lassen. Es sei hier der Hinweis darauf gestattet, daß die bei M. E. MÜLLER ("Die hüftnahen Femurosteotomien", Seite 37) angegebenen Formeln zur Korrektur des projizierten AT- bzw. CCD-Winkels nicht die in der Umrechnungstabelle angegebenen Werte ergeben. Wir werden in einer anderen Publikation darauf zurückkommen.

## F. GRUNDLAGEN UNSERER BIOMECHANISCHEN ANALYSE

Beim Studium der Literatur über die Biomechanik des Hüftgelenks und im Rahmen der Anwendung der bisher bekannten Berechnungsmethoden in Einzeluntersuchungen stießen wir auf Unzulänglichkeiten mit dem Ergebnis der Entwicklung einer eigenen biomechanischen Analyse, deren Grundlage eine Synthese des von PAUWELS, AMTMANN und KUMMER sowie ROESLER und HAMACHER geäußerten Gedankengutes darstellt. Diese Grundlage findet ihre Ergränzung in Form der Elimination von vermeidbaren Näherungen, die in den Berechnungen der genannten Autoren angenommen wurden. Sie wird erweitert durch die Möglichkeit, nicht nur - wie bei anderen Autoren zuvor - die Belastung, sondern auch die Druckbeanspruchung des Einzelfalles in der klinischen Praxis aus Standardröntgenaufnahmen bestimmen zu können.

Der Darstellung unserer Methode muß jedoch vorausgeschickt werden, daß sich jede Gelenkberechnung notwendigerweise auf gewisse verallgemeinernde, nicht genau kontrollierbare Annahmen stützt, weshalb sie stets einer kritischen Beurteilung bedarf. Die Auswahl dieser Annahmen muß im Laufe der Erfahrungen gegebenenfalls den neuen Erkenntnissen angepaßt werden.

### Annahme 1:

Das in den Gesamtorganismus integrierte Hüftgelenk hat seine Funktion in der Möglichkeit der Fortbewegung; demnach wirken also im Gang dynamische Kräfte, deren Berechnung einen erheblichen experimentellen Aufwand erfordert (DEDRUNNER - MÄDER, PAUL). Dieser Umstand schließt die klinisch anwendbare Praktikabilität einer Berechnungsmethode der dynamischen Belastung bzw. Beanspruchung des Hüftgelenkes nach den derzeitigen Erkenntnissen noch aus oder gestattet zumindest nur Abschätzungen. Zum anderen kann man die im Gang auf das Hüftgelenk wirkenden Trägheitskräfte zumindest dann vernachlässigen, wenn die Beschleunigungen klein bleiben, so daß die einzel-

nen Gangphasen für sich beim langsamen Gehen statisch betrachtet werden können. Nach PAUL kann man den Belastungsverlauf in Abhängigkeit von der Zeit beim langsamen Gang auf das in Abb. 2 wiedergegebene Kraft-Zeit-Diagramm idealisieren, in dem lediglich der Betrag der Gesamtkraft (ohne Richtungsangabe) in den einzelnen Gangphasen eines Gangzyklus dargestellt ist. Die größte Belastung erfährt dabei das Hüftgelenk in der sogenannten Einbeinstandphase, der Phase 16 nach O. FISCHER, in der das Schwungbein am Standbein vorbeigeführt wird. Diese Standbeinperiode soll bei unseren Berechnungen berücksichtigt werden.

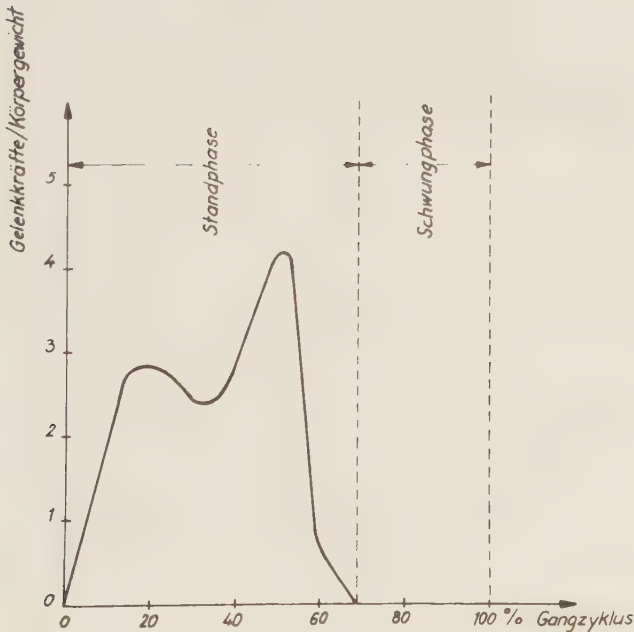


Abb.2: Belastungsverlauf des Hüftgelenks beim langsamen Gang.

#### Annahme 2:

Zu den oben genannten Annahmen gehört in unserer Rechnung - wie bei anderen Autoren auch - die Reduktion des Problems in die Frontalebene, d. h. wir vernachlässigen die 3. Dimension und projizieren alle Kräfte außerhalb der Frontalebene in diese Ebene. KUMMER konnte 1968 nachweisen, daß die Berechnung des Problems in der Frontalebene nur einen vernachlässigbar kleinen Fehler in sich birgt. Die von ihm angegebene und ermittelte sogenannte Beanspruchungsebene schließt mit der Frontalebene einen derart kleinen Winkel ein, daß sich die dadurch entstehende Verzerrung u. E. röntgenologisch nicht auswirkt, da die Meßgenauigkeit der von Röntgenaufnahmen abgenommenen Meßdaten im Rahmen dieses Meßfehlers zu liegen scheint. Die Berücksichtigung der räumlichen Verhältnisse würde andererseits bei der Belastungsberechnung spezielle Röntgenaufnahmen und einen klinisch nicht praktikablen größeren Rechenaufwand bedingen.

#### Annahme 3:

In der neueren Literatur sind zwar durch klinische und experimentelle Studien ( BURSTEIN et al., CAMOSSO et al., DAY, SWANSON und FREEMAN, EDWARDS, HAYES, EKHOLM und NORBÄCK, KONERMANN, MOLZBERGER, MOW et al., RADIN et al., SILLÁR et al., SIMON, TILLMANN u.a.) diverse Gesetzmäßigkeiten über Belastungsareale und Struktur des Knorpels erarbeitet worden. Da jedoch die mechanischen Eigenschaften der Knorpelmasse infolge Fehlens der notwendigen biologischen Materialdaten bisher nur ungenügend bekannt sind, kann die Reaktionsweise des Knorpels bei der Belastung bzw. Beanspruchung in unserer Rechnung keine Berücksichtigung finden.

#### Annahme 4:

Wie noch gezeigt werden soll, beschränken wir uns bei der Bestimmung der Gelenkbeanspruchung auf die Ermittlung des Maximaldruckes unter Annahme einer Gleichverteilung des Druckes zwischen Kopf und Pfanne.

## G. DIE BELASTUNG DES HÜFTGELENKES

### I. Belastungsmodell

Bei der Ermittlung der auf das Hüftgelenk wirkenden Belastung ist von einem statischen Gleichgewichtszustand des Körpers auszugehen (PAUWELS). An ihm können die auftretenden äußeren und inneren Kräfte geprüft werden. Die äußeren Kräfte lassen sich mit hinreichender Genauigkeit bestimmen, wenn Skelettmaße, Gesamtkörpergewicht und Partialgewichte bekannt sind. Die inneren Kräfte, bei denen es sich ausschließlich um Muskelkräfte handelt, können dagegen nicht errechnet werden. Sie lassen sich nur ableiten, wenn sie antagonistisch wirkenden äußeren Kräften, die errechnet werden können, das Gleichgewicht halten.

Im Zweibeinstand (Abb. 3) wirken auf das Hüftgelenk praktisch nur äußere Kräfte, nämlich die Körperlast. Das Becken ruht auf beiden Schenkelköpfen. Da eine seitengleiche Unterstützung durch beide untere Extremitäten erfolgt, sind zur seitlichen Stabilisierung des Beckens in der Frontalebene keine Muskelkräfte erforderlich. Bei aufrechter Oberkörperhaltung weist das Lot aus dem Körperschwerpunkt  $S_4$ , in dem das Körperpartialgewicht  $G_4$  (aus 4 Beträgen: Rumpf + Kopf + 2 Arme) wirkt, in der Sagittalebene keinen oder nur einen geringen Abstand von der Hüftachse auf. Deshalb nehmen auch zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtszustandes über der Hüftachse in sagittaler Richtung ebenfalls nur vernachlässigbare Muskelkräfte Einfluß. Es kommt also näherungsweise kein Drehmoment der Körperschwere zur Geltung, dem Muskelkräfte das Gleichgewicht halten müssen. Demnach wird das Gewicht der in  $S_4$  vereint gedachten Körpermasse  $G_4$  direkt und gleichmäßig auf beide Hüftköpfe übertragen, d.h. jedes Hüftgelenk trägt die Hälfte des Partialgewichtes  $G_4$ . Die Kraft  $\underline{R}$  ist vertikal gerichtet (PAUWELS).

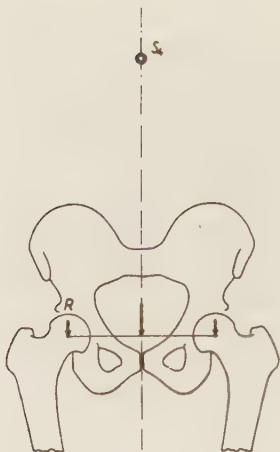


Abb. 3: Richtung u. Größe der Hüftgelenksredultierenden  $\underline{R}$  im Zweibeinstand (nach PAUWELS)

Eine andere Betrachtungsweise ist erforderlich im Einbein-stand (Abb. 4), genauer gesagt in der beschriebenen Standbeinperiode des langsamen Gehens (16. Gangphase nach O. FISCHER). Das Hüftgelenk des Standbeines trägt in dieser Phase das Körperpartialgewicht  $G_5$  (Kopf + Rumpf + 2 Arme vermehrt um das Gewicht des Schwungbeines). Infolge der einseitigen Unterstützung des Beckens durch das Hüftgelenk des Standbeines müssen dabei Muskelkräfte wirksam werden, die das Herabsinken des Beckens zur Schwungbeinseite hin verhindern, wodurch die Gelenkkräfte im Vergleich zum Zweibeinstand wesentlich vergrößert werden. In der Standbeinperiode muß also zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes ein abgewinkeltes Hebelsystem wirksam werden mit dem Drehpunkt im Kopfmittelpunkt C. Der Schwerpunkt  $S_5$  des vertikal gerichteten Körperpartialgewichtes  $G_5$  ist zur Schwungbeinseite hin verlagert; als sein Hebelarm wirkt die Strecke  $d_5$ . Zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes wirkt auf der Standbeinseite die Resultierende  $\underline{M}$  der Hüftabduktoren (Frontalprojektion der Krafrichtung der Hüftabduktoren) mit dem Hebelarm von der Größe  $\underline{h}$ . Demnach übt das Körperpartialgewicht  $G_5$  auf der Schwungbeinseite ein

Drehmoment  $\underline{d}_5 \times \underline{G}_5$  um den Hüftkopfmittelpunkt C aus, während auf der Standbeinseite ein antagonistisch wirkendes Drehmoment der Muskelkraft  $\underline{h} \times \underline{M}$  zum Tragen kommt. Daraus ergibt sich für das beschriebene geknickte Hebelsystem die Momentengleichung:

$$\underline{h} \times \underline{M} = \underline{d}_5 \times \underline{G}_5.$$

Verschiebt man die Kräfte  $\underline{G}_5$  und  $\underline{M}$  längs ihrer Wirkungslinie bis zum Schnittpunkt weiter, so erhält man durch vektorielle Addition die auf das Hüftgelenk wirkende Gesamtresultierende  $\underline{R}$ .  $\underline{R}$  schließt nach PAUWELS mit dem Lot einen Winkel von ca.  $16^\circ$  ein (bei uns in Abb. 4  $\varphi$  genannt- etwa  $15^\circ$ ), während die Resultierende  $\underline{M}$  der Muskelkraft mit der Körperlängsachse einen Winkel von  $21^\circ$  bildet (wir verwenden entsprechend Abb. 4 den Ergänzungswinkel zu  $90^\circ$ , den  $\underline{M}$  mit der Horizontalen einschließt, und nennen diesen Winkel  $\sigma$ ).

PAUWELS hat eine grobe Abschätzung für die Größe der Gesamtresultierenden  $\underline{R}$  angegeben: da der Hebelarm  $\underline{d}_5$  des Körperpartialgewichtes  $\underline{G}_5$  bei einer biomechanisch gesunden Hüfte dreimal so lang sei wie der Hebelarm  $\underline{h}$  der Muskelkraft  $\underline{M}$ , müsse die Muskelkraft zur Erhaltung des Gleichgewichtes über dem Hüftgelenk etwa dreimal so groß sein wie das Körperpartialgewicht  $\underline{G}_5$ . Infolgedessen sei die Belastung des coxalen Femurendes, d.h. die Gesamtresultierende  $\underline{R}$  etwa viermal so groß wie das Körperpartialgewicht  $\underline{G}_5$ .

Selbstverständlich ergeben sich diese Zahlenbeispiele für  $\underline{R}$  nicht als arithmetische Summe von  $\underline{M}$  und  $\underline{G}_5$ , sondern als vektorielle Summe, wodurch  $\underline{R}$  kleiner wird als  $4 \cdot \underline{G}_5$  (bei HAMACHER-ROESLER beispielsweise  $3,6 \cdot \underline{G}_5$ ). Aus unserer Rechnung (siehe Abschnitt III) ergibt sich für  $\underline{R}$  eines gesunden Hüftgelenks  $3,08 \cdot \underline{G}_5$ .

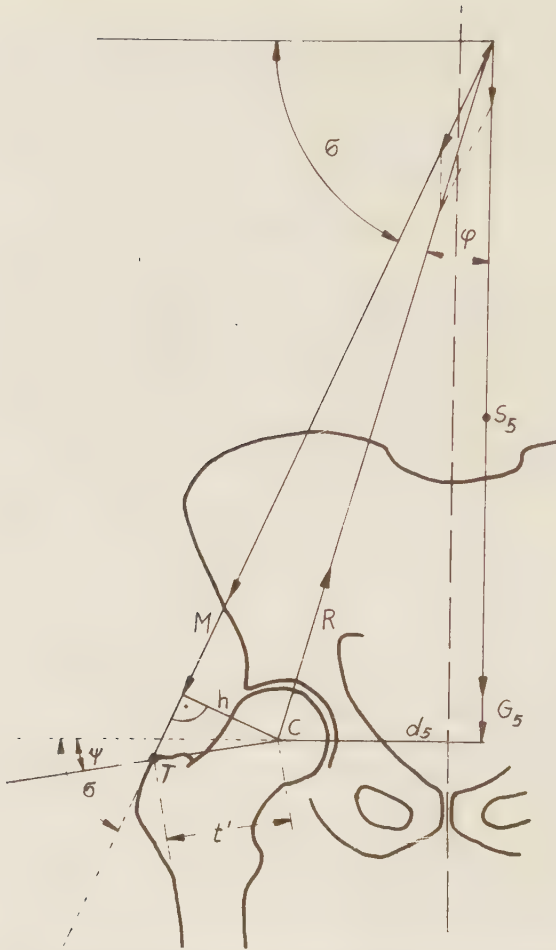


Abb. 4: Schematische Darstellung der Hüftgelenksbelastung in der Standbeinperiode des langsamen Ganges.

Derartige Abschätzungen hat PAUWELS nicht nur unter Hinzuziehung der Daten von O. FISCHER für ein hüftgesundes Individuum (mit einem Gesamtkörpergewicht von 58,7 kg bei einem CCD-Winkel von  $127^\circ$ ) angestellt, sondern auch bei

pathologischen Schenkelhalsstellungen im Sinne einer Coxa vara bzw. valga. Dabei kam er zu dem Ergebnis, daß die Vergrößerung des CCD-Winkels auch eine Vergrößerung der Resultierenden R nach sich ziehe, eine Coxa vara hingegen zu einer Minderung der Belastung führe.

Es sei an dieser Stelle betont, daß die PAUWELS'schen Berechnungen lediglich Abschätzungen darstellen, die sich beziehen auf von O. FISCHER ermittelte Werte einer Versuchsperson. Andererseits wurden die PAUWELS'schen Beispiele unter Berücksichtigung nur des CCD-Winkels seither vielerorts bei der klinischen Beurteilung der Belastung oder bei Operationsplanungen zur Verbesserung der Biostatik in unzulässiger Weise verallgemeinert. Dabei wurde angenommen, daß ein oberhalb der Norm liegender Schenkelhalschaftswinkel stets mit einer Überbelastung des Hüftgelenkes verknüpft sei. Unsere biostatistische Analyse und auch die anderer Autoren (ROESLER und HAMACHER, BRINCKMANN et al.) ergibt jedoch eindeutig, daß die Belastung des Hüftgelenkes nicht nur aus einer einzelnen Kenngröße ermittelt werden darf, da der CCD-Winkel eben nur eine aus mehreren die Belastungsverhältnisse beeinflussenden Meßgrößen darstellt. Bei unseren Berechnungen haben wir ebenso wie ROESLER und HAMACHER Hüftgelenke gefunden, die zwar einen oberhalb der Norm liegenden CCD-Winkel aufwiesen, deren errechnete Belastung aber aufgrund anderer belastungssenkender Meßgrößen im Normbereich lag.

AMTMANN und KUMMER berücksichtigten bei ihren biomechanischen Überlegungen, daß sich Lastmoment und Muskelmoment mit der Stellung des Beckens, vor allem mit Hebung oder Senkung der Spielbeinseite ändern. Dabei war zu beachten, daß das Gesamtgleichgewicht des Körpers gewahrt bleiben muß, d.h., daß das Lot aus dem Körperschwerpunkt  $S_5$  in die Stützfläche des Fußes fallen muß. Die genannten Autoren haben die Größe der Hüftgelenksresultierenden und die Neigung ihrer Wirkungslinie gegen die Vertikale in Abhängigkeit von dieser Bedingung berechnet und die Ergebnisse in Tabellen und Nomogrammen nieder-

gelegt. Die von ihnen angegebenen Formeln erfordern zur individuellen quantitativen Berechnung neben der Angabe des Körpergewichtes noch 8 geometrische Skelettgrößen, wobei die Autoren nur die allgemeine mathematische Lösung und ihre graphische Darstellung beschrieben, dagegen absichtlich nicht auf die Frage eingingen, wie die als meßbar angenommenen Kenngrößen tatsächlich gewonnen werden können.

Der letztgenannten Aufgabe haben sich HAMACHER und ROESLER bzw. ROESLER und HAMACHER gewidmet, indem sie nach einem Verfahren suchten, das es gestattet, die zur Berechnung erforderlichen Kenngrößen auch im Einzelfall zu bestimmen, um so auch Richtung und Größe der Hüftgelenksresultierenden  $R$  individuell festlegen zu können. Die Autoren wandelten zu diesem Zweck die von AMTMANN und KUMMER angegebenen Formeln um und konnten aus einer Ganzaufnahme des Becken-Bein-Skelettes die von ihnen geforderten 8 geometrischen Größen zur Berechnung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall entnehmen.

## II. Geometrische Kenngrößen zur Bestimmung der Belastung

Aufbauend auf der PAUWELS'schen Theorie über die Belastung des menschlichen Hüftgelenkes haben wir in Kenntnis der neueren Literatur (AMTMANN und KUMMER, BARTEL und JOHNSTON, HAMACHER und ROESLER, BRINCKMANN et al.) zunächst versucht die von HAMACHER und ROESLER angegebene Belastungs-Analyse in Einzeluntersuchungen an gesunden bzw. pathologischen Hüftgelenken zu überprüfen (LEGAL, RUDER). Es standen dabei folgende mit einem Vergleichsmeßstab zur Umrechnung in absolute Werte versehene Röntgenaufnahmen zur Verfügung: BÜ-Aufnahme, AT-Aufnahme sowie Becken-Bein-Ganzaufnahme mit der Abbildung des Hüftkopfes und des oberen Sprunggelenkes. Aus diesen Aufnahmen wurden neben dem projizierten Antetorsionswinkel ermittelt (Abb. 1 und Abb. 5): Der projizierte CCD-Winkel  $\gamma$ , die Schenkelhalslänge  $c$  (Abstand zwischen Kopfmittelpunkt und Schnittpunkt zwischen Femurschaftachse und Schenkel-

halsachse), die Länge der Stützlinie  $i$  (Distanz zwischen Kopfmittelpunkt und Mitte des oberen Sprunggelenkes), die Femurlänge  $j$  (Abstand zwischen dem Schnittpunkt der Schenkelhalsachse  $c$  mit der Femurschaftachse und dem Schnittpunkt der Femurschaftachse mit der Stützlinie  $i$ ), die Trochanterhöhe  $u$  (Abstand zwischen dem Schnittpunkt der Schenkelhalsachse  $c$  mit der Femurschaftachse  $j$  und dem Schnittpunkt der verlängerten Femurschaftachse mit einer Senkrechten dazu durch die Trochanterspitze), die Strecke  $d_6$  (Abstand des Kopfmittelpunktes vom Schnittpunkt der Verbindungslinie der Kopfmittelpunkte mit der Körperlängsachse durch den Schwerpunkt  $S_6$ ), der Hüftkopfradius  $S$  (bei polygonal deformierten Hüftköpfen gemessen im geschätzten Verlauf der zu erwartenden Hüftgelenksresultierenden) sowie der CE-Winkel.

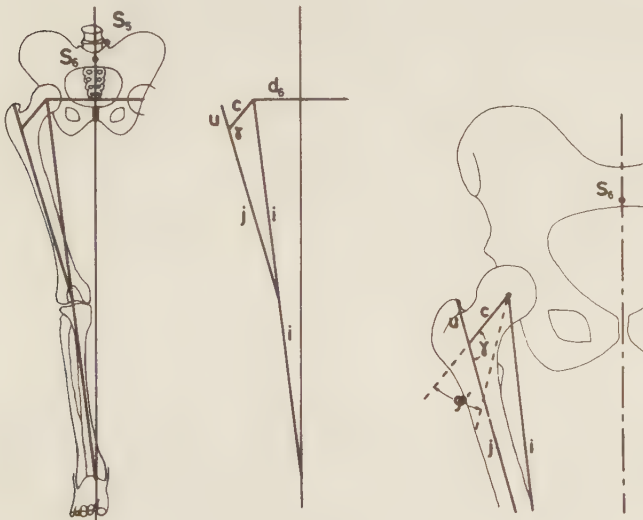


Abb.5: Bestimmung der geometrischen Kenngrößen nach HAMCHER-ROESLER.

Bereits die ersten konkreten Messungen dieser geometrischen Kenngrößen und die darauf gewonnenen Rechenergebnisse für die Hüftgelenksbelastung nach der Methode von HAMACHER-ROESLER ergaben auffallende Diskrepanzen: Wir fanden Fälle, bei denen die berechneten Skelettgrößen mit den aus dem Röntgenbild entnommenen Größen nicht übereinstimmten. Eine persönliche Mitteilung von ROESLER bestätigte diese zunächst nicht erklärbaren Ergebnisse. Wir fanden schließlich, daß die beobachteten Diskrepanzen in der von HAMACHER und ROESLER angegebenen Meßtechnik begründet sein mußten (LEGAL, RUDER):

1. Nach dem bei HAMACHER-ROESLER angegebenen Meßverfahren ist die Länge  $j$  als Länge der Femurschaftachse nicht exakt zu bestimmen, da die Femurschaftachse die Stützlinie  $i$  bereits oberhalb des Kniegelenkspaltes schneidet. Zum anderen geht aus den Meßzeichnungen von HAMACHER-ROESLER hervor, daß die Gesamtfemurschaftachse  $j' = j + u$  nicht zentral durch den Femurschaft läuft und somit nicht als Femurschaftachse anzusehen ist, obwohl sie im Begleittext als Verbindungslinie der Einzelmittelpunkte des Femurs definiert wird. Daraus ergeben sich meßtechnische Schwierigkeiten mit der Konsequenz der ungenauen Messung der Femurlänge  $j$ , was zur Folge hat, daß die Schenkelhalslänge  $c$  und der CCD-Winkel ebenfalls nicht exakt bestimmt werden können.
2. HAMACHER und ROESLER gehen in ihren Ausführungen davon aus, daß die Gesamtfemurschaftachse  $j'$  stets durch den Ansatzpunkt T der hüftabduzierenden Muskulatur im Bereich des Trochanter major austrete. Unsere Messungen haben jedoch ergeben, daß diese Annahme nicht den wahren anatomischen Verhältnissen entspricht, sondern daß vielmehr nur in den seltensten Fällen der Angriffspunkt T der Abduktoren am Trochanter major auf dem Austrittspunkt der Gesamtfemurschaftachse  $j'$  liegt.

HAMACHER und ROESLER berechnen die für die biostatische Analyse wesentliche Strecke  $t$  mit Hilfe des Cosinus-Satzes aus den Größen  $u, c$  und  $\gamma$ :

$$t = \sqrt{u^2 + c^2 + 2u \cdot c \cdot \cos \gamma}$$

Das bedeutet: die Strecke  $t$  ist der Abstand zwischen dem Hüftkopfmittelpunkt C und dem Endpunkt der Gesamtfemurachse  $j'$  ohne Bezug auf die genaue Lage des Muskelangriffspunktes am großen Rollhügel.

Entscheidend für die Rechnung ist aber die Kenntnis des Abstandes Hüftkopfmittelpunkt C - Muskelangriffspunkt T. Um Konfusionen zu vermeiden, bezeichnen wir diese letztgenannte Strecke mit  $t'$  (siehe Abb. 4).

Es hat sich gezeigt, daß in den meisten Fällen  $t'$  wesentlich größer ist als  $t$ , d.h. der Muskelansatzpunkt T ist meist wesentlich weiter lateral zu suchen als der Austrittspunkt der Gesamtfemurachse  $j'$ . Durch die Einbeziehung des richtigen Muskelansatzpunktes T in die Rechnung wird der Hebelarm der Muskelkraft vergrößert, und es ergibt sich damit eine wesentlich günstigere Gestaltung der für die Belastung des Hüftgelenkes relevanten Hebelarmverhältnisse: dadurch liegen unsere errechneten Werte für die Muskelkraft M und die Hüftgelenksresultierende R bei einer gesunden Hüfte noch deutlich unter den von HAMACHER-ROESLER ermittelten Werten. Noch eklatanter wirkt sich die u.E. nicht zulässige Annahme, daß T mit dem Endpunkt von  $j'$  zusammenfällt, bei der biostatistischen Berechnung etwa nach einer Variationsosteotomie aus, bei der durch die im Rahmen der Operation erfolgte Unterstellung, d.h. Medialisierung des distalen Fragmentes der Trochanter major in eine noch größere Distanz zur Femurschaftachse zu liegen kommt.

Zur Untermauerung unserer Annahme, daß die von HAMACHER und ROESLER angegebene Vereinfachung, T liege auf der Verlängerung der Femurschaftachse, anatomisch und damit rechnerisch nicht zulässig ist, sollen die willkürlich ausgewählten Röntgenaufnahmen in Form der Abbildungen 6 und 7 dienen.

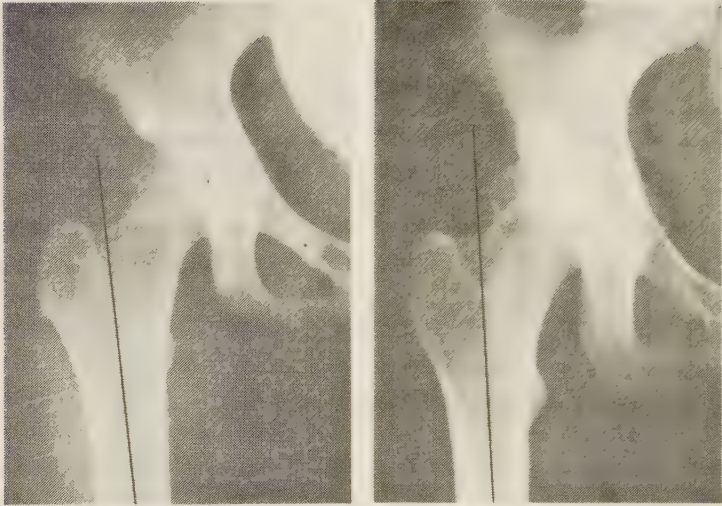


Abb. 6 und 7: Vergleich der Lage des Austrittspunktes der Femurschaftachse mit der des Ansatzpunktes T der Hüftabduktoren, Abb. 6: bei einem gesunden Hüftgelenk, Abb. 7: bei einer Hüftgelenkdysplasie.

Nach den Angaben von INMAN (1947), KUMMER (1968) sowie MC LEISH und CHARNLEY (1970) liegt, was durch DEBRUNNER (1975) bestätigt wird, der Angriffspunkt T der Muskelkraft M am Trochanter major am Übergang der superolateralen Begrenzung des Trochanters in seine obere, horizontal verlaufende Kontur (Abb.8).



Abb.8: Position von T bei verschiedenen Trochanterformen.

Während PAUWELS bei seinen in den 30-er Jahren veröffentlichten biostatistischen Analysen den Angriffspunkt der Hüftabduktoren an den medialen Rand der Trochanter Spitze legte, werden die von den oben genannten Autoren gemachten Angaben auch von PAUWELS in seinem 1973 erschienenen "Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte" bezüglich des Muskelansatzpunktes T am Trochanter major bestätigt.

Unsere anatomischen Studien anlässlich der von uns durchgeführten 141 Trochanterversetzungen ergaben diesbezüglich ebenfalls eine Übereinstimmung, zum anderen beweist die röntgenologische Anordnung der Knochenstruktur und die Ausbildung des Rollhügels, daß etwa bei T die Muskulatur mit ihrem sehnigen Anteil in das coxale Femurende einstrahlt und von hier nach distal-lateral angeheftet ist.

Nach KUMMER kommt dem Tractus iliotibialis eine stärkere abduzierende Wirkung zu, als bisher angenommen wurde. Schon diese Tatsache würde eine Lateralverlagerung von T rechtfertigen. Zum anderen sei die Trochanterapophyse als eine Art Sesambein oder ein Hypomochlion anzusehen, über welches die Abduktoren hinwegziehen. Die Erklärung für diese Feststellung sieht KUMMER darin, daß bei noch offener Trochanterapophysenfuge und Ansatz der Hüftabduktoren an der Trochanterspitze diese dem Muskelzug nicht standhalten, sondern abreißen würde, da Wachstumsfugen nur einer Druck- und Scher-, nicht aber einer Zug-

belastung aussetzbar seien. Aus dieser Überlegung ergibt sich, daß die Trochanterapophyse im Sinne eines Hypomochlions für die Hüftabduktoren auf Druck belastet wird und der virtuelle Ansatzpunkt T der Muskulatur entsprechend Abb. 8 als nach lateral-distal verlagert anzusehen ist. Dies bestätigt auch eine persönliche Mitteilung von ROHEN.

Aufgrund der bei unseren Messungen beobachteten Diskrepanzen konnten wir das von HAMACHER und ROESLER vorgeschlagene Meßverfahren nicht übernehmen, vor allem nicht für pathologische Hüftgelenksverhältnisse, die ja für die weitere Berechnung und die klinisch praktische Anwendung besonders interessant sind.

Im Gegensatz zu HAMACHER und ROESLER sowie BRINCKMANN et al., die  $t$  und  $\psi$  mit Hilfe anderer Kenngrößen berechnen, haben wir uns entschlossen,  $t'$  und  $\psi$  direkt aus der Beckenübersichtsaufnahme zu entnehmen (LEGAL, RUDER). Dadurch wird sichergestellt, daß der richtige Punkt T auch bei krankhaften Fällen für die Messung gewählt wird; außerdem umgeht man den wesentlich größeren röntgenologischen Aufwand, den die Becken-Bein-Ganzaufnahme darstellt. Es genügt die gewöhnlich besser ausmeßbare kleinformatige Beckenübersichtsaufnahme.

Dieser Aufnahme entnehmen wir alle für unsere Belastungsberechnung notwendigen Kenngrößen. Sie sind in Abb. 1 und 4 zusammengestellt.

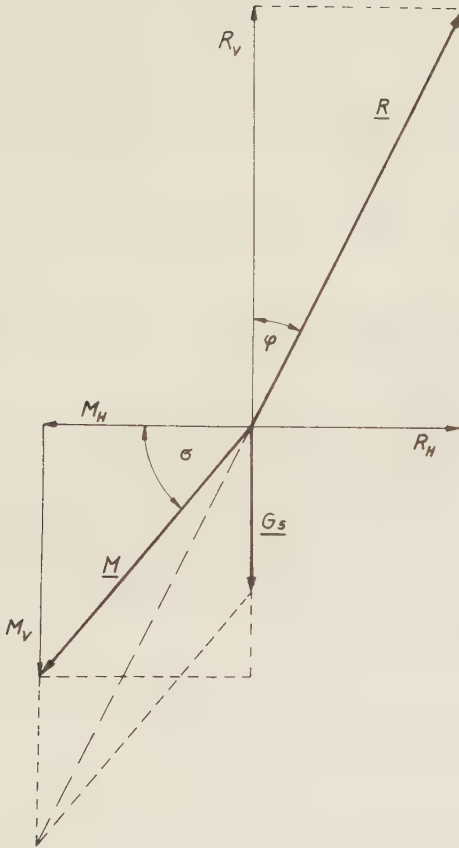
### III. Gang der Belastungsberechnung

Unter Zugrundelegung des PAUWELS'schen Hebelsystems und den in Abschnitt II besprochenen Modifikationen ergibt sich für unsere biostatische Analyse folgendes Rechenverfahren:

In der Standbeinphase greifen am Rumpf die Kräfte

$$\underline{M}, \underline{R} \text{ und } \underline{G}_5$$

an. Im Gleichgewicht muß sich die Summe dieser Kräfte und die Summe der entsprechenden Drehmomente aufheben. Also gilt die



$M_V$  bzw.  $R_V$  = Vertikalkomponente von  $\underline{M}$  bzw.  $\underline{R}$

$M_H$  bzw.  $R_H$  = Horizontalkomponente von  $\underline{M}$  bzw.  $\underline{R}$

Abb.9: Schematische Darstellung der Kraftvektoren  $\underline{G}_5$ ,  $\underline{M}$  und  $\underline{R}$  im Zustand des statischen Gleichgewichts beim Einbeinstand.

Vektorgleichung:

$$\underline{M} + \underline{R} + \underline{G}_5 = 0 \quad (1)$$

Diese Vektorgleichung (1) liefert zwei Gleichungen für die vertikalen bzw. horizontalen Komponenten von  $\underline{R}$  bzw. von  $\underline{M}$ , nämlich:

$$R_V = M_V + G_5 \quad (2)$$

$$R_H = M_H \quad (3)$$

Hierbei bedeuten entsprechend Abb. 9:

$M_V$  bzw.  $R_V$  = Vertikalkomponente von  $\underline{M}$  bzw.  $\underline{R}$

$M_H$  bzw.  $R_H$  = Horizontalkomponente von  $\underline{M}$  bzw.  $\underline{R}$ .

Verwenden wir als Bezugspunkt der Momente den Kopfmittelpunkt C, dann liefert  $\underline{R}$  kein Drehmoment und es muß gelten:

$$\underline{d}_5 \times \underline{G}_5 + \underline{h} \times \underline{M} = 0 \quad (4)$$

Da  $\underline{d}_5$  und  $\underline{G}_5$  bzw.  $\underline{h}$  und  $\underline{M}$  senkrecht aufeinander stehen vereinfacht sich diese Gleichung zu:

$$d_5 \cdot G_5 = h \cdot M \quad (5)$$

Die Größe  $h$  ergibt sich bei gegebenem  $\sigma$  aus den Meßgrößen  $t'$  und  $\psi$  entsprechend Abb. 4:

$$h = t' \cdot \sin(\sigma - \psi) \quad (6)$$

Nach Einführung der Winkel  $\varphi$  und  $\sigma$  schreiben sich die Gleichungen(2) und (3):

$$R \cdot \cos \varphi = M \cdot \sin \sigma + G_5 \quad (7)$$

$$R \cdot \sin \varphi = M \cdot \cos \sigma \quad (8)$$

Einfache Umformungen ergeben:

$$\frac{R}{G_5} = \frac{\cos \sigma}{\cos (\sigma + \varphi)} \quad (9)$$

$$\frac{M}{G_5} = \frac{\sin \varphi}{\cos (\sigma + \varphi)} \quad (10)$$

$$\cot \varphi = \operatorname{tg} \sigma \left[ \frac{t'}{d_5} \cdot \cos \psi + 1 \right] - \frac{t'}{d_5} \cdot \sin \psi \quad (11)$$

Diese Gleichungen (9) bis (11) für  $R/G_5$ ,  $M/G_5$  und  $\varphi$  entsprechen denen, die auch HAMACHER und ROESLER angegeben haben.

Für eine dreidimensionale Rechnung benötigt man noch den projizierten CCD-Winkel und den projizierten AT-Winkel. Wir weisen nochmals darauf hin, daß auch bei unserer Methode das gesamte Problem in der Frontalebene behandelt wird. Die bei großen reellen AT-Winkeln zu erwartenden Fehler für  $t'$  werden in unserer Rechnung zumindest partiell dadurch korrigiert, daß in diesem Fall  $t'$  durch projektorische Verkürzung als kleiner Wert in der Rechnung belastungserhöhend wirkt. Entsprechendes gilt näherungsweise für  $\psi$ .

Die verwendeten Größen sind aus Abb. 1 und 4 zu entnehmen.

Laut HAMACHER und ROESLER beträgt das Verhältnis von  $d_5:d_6$  im Mittel aus allen 31 Gangphasen 1,2 mit einer Maximalabweichung der Einzelwerte vom Mittelwert um 3% (errechnet aus Angaben von O. FISCHER und PAUWELS). Dieses Ergebnis wird von uns übernommen und geht in unsere Rechnung ein.

Die Rechnung ergibt also, wie aus den Gleichungen (9) bis (11) hervorgeht, Werte für  $R$  und  $M$  in Relation zum Körperpartialgewicht  $G_5$ , was den Vorteil hat, daß die Rechnung ohne Kenntnis von Körpergewicht und -größe durchgeführt werden kann, und daß Ergebnisse verschiedener Individuen ver-

glichen werden können. Wollte man  $G_5$  absolut ermitteln, so müßte man auf die von BRAUNE und FISCHER bestimmten Teilgewichte zurückgreifen, wobei gilt:

$$G_5 = 0,814 \cdot G_6$$

d.h.:  $G_5 = 81,4 \% \text{ von } G_6$

DEBRUNNER und DEMPSTER geben für das Gewicht eines Beines  $1/6$  des Körpergewichtes  $G_6$  an, woraus sich ergibt:

$$G_5 = \frac{5}{6} G_6$$

d.h.:  $G_5 = 0,833 G_6$

oder:  $G_5 = 83,3 \% \text{ von } G_6$

Da die Richtung der Muskelkraft  $\underline{M}$ , d.h. der Winkel  $\sigma$  sicherlich in einem gewissen Bereich variiert, berechnen wir wie üblich die Größen aus den Formeln (9) bis (11) in Abhängigkeit von  $\sigma$ , wobei nach unserer Erfahrung  $\sigma$  auch bei pathologischen Hüften in etwa zwischen  $55^\circ$  und  $80^\circ$  liegt.

Die expliziten Rechnungen wurden auf der CDC 3 300 des Rechenzentrums der Universität Erlangen-Nürnberg durchgeführt; das Programm liefert neben den zu ermittelnden Daten zugleich den Kurvenverlauf von  $R/G_5$  und  $M/G_5$  in Abhängigkeit von  $\sigma$ . Die Rechnung ergibt beispielsweise bei  $\sigma = 70^\circ$  (entspricht etwa Mittelstellung des gesunden Hüftgelenks in der Frontalebene):  $R = 3,08 \cdot G_5$ ,  $M = 2,12 \cdot G_5$ .

## H. DIE BEANSPRUCHUNG DES HÜFTGELENKS

### I. Druckberechnung

Die für das Hüftgelenk biologisch relevante Größe ist neben der Belastung die Beanspruchung, also der Druck, d.h. die Kraft pro Fläche gemessen in  $\text{kp/cm}^2$ . Die Beanspruchung eines Gelenkes hängt ab:

1. von der Größe der das Gelenk belastenden Gesamtkraft
2. von der Größe der kraftaufnehmenden, tragenden Fläche
3. von der Lage des Durchstoßpunktes der Gesamtkraft  $R$  in der Tragfläche und der Verteilung der Kraft innerhalb der tragenden Fläche.

Die Größe der das Gelenk belastenden Gesamtkraft  $R$  ist nach den Erörterungen in Kapitel G hinreichend definiert.

Eine genaue Berechnung der Druckverteilung im menschlichen Hüftgelenk stößt, wie in der Literatur ausgiebig diskutiert (BYERS et al., GOODFELLOW et al., GREENWALD et al., HARRISON et al., PAUL, BARTEL u. JOHNSTON, PAUWELS, KUMMER, BRINCK-MANN et al., HAMACHER u. ROESLER), auf erhebliche Schwierigkeiten. Um bei bekannter Gelenkresultierender  $R$  die gesuchte Druckverteilung im Hüftgelenk ermitteln zu können, bräuchte man im Prinzip die genaue Form der belasteten Teile des Hüftkopfes und der Hüftpfanne sowie die mechanischen Eigenschaften der dazwischenliegenden Knorpelmasse (siehe Kapitel F.). Beides ist nicht genau bekannt, so daß man nur mit einigen weiteren Annahmen eine genäherte Rechnung ausführen kann.

Zu diesen Annahmen gehört, daß sich die Knorpelmasse im Hüftgelenk "hydrostatisch" so verhalten würde, als über den Gelenkspalt hinweg nur sogenannte Normalkräfte, d.h. Kräfte, die an jeder Stelle senkrecht auf die Gelenkoberfläche auftreffen, übertragen werden und Tangentialkräfte, also Scherkräfte, die den Hüftkopf aus der Pfanne verschieben würden, nicht zur Geltung kommen. KUMMER spricht von einem "Modellgelenk", dessen glatte Oberfläche und gute Schmierung ein absolut reibungsfreies Gleiten der Gelenkflächen aufeinander garantieren möge, wodurch ebenfalls nur Normalkräfte wirken. Das Hüftgelenk sei weiterhin ein ideales Kugelgelenk mit

vollständig kongruenten Gelenkflächen. Unter all diesen Voraussetzungen entspricht die Druckverteilung in den Gelenkflächen der Verteilung der übertragenen Normalkräfte.

Der Druck  $p$  auf eine Fläche ist definiert als Kraft pro Fläche, d.h.  $p = \frac{R}{F}$  (im Falle einer Ebene senkrecht zur Kraft). Abb. 10 zeigt die Einwirkung der Kraft  $R$  auf eine plane Fläche, wobei diese Kraft  $R$  in Teilkräfte  $p_n$  zerlegt werden kann, die wieder als Normalkräfte, also senkrecht zur Fläche wirken und die vektoriell addiert wieder die Kraft  $R$  ergeben.

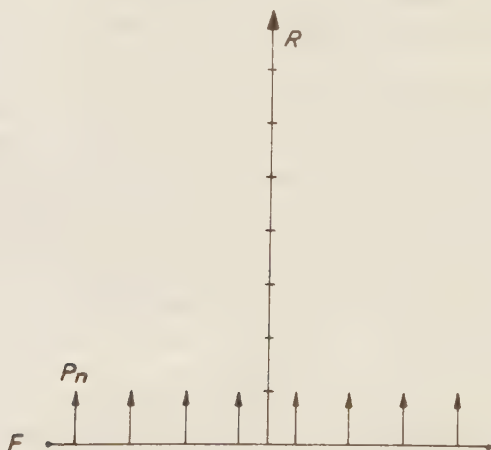


Abb. 10: Einwirkung einer Kraft  $R$  auf eine plane Fläche.

Krümmt man nun diese plane Fläche zu einer Halbkugeloberfläche (Abb. 11), wobei  $R$  senkrecht auf die Kugeloberfläche einwirkt (d.h. die Verlängerung von  $R$  verlaufe durch den Kopfmittelpunkt C) und übernimmt die Teilnormkräfte  $p_n$  vom obigen Beispiel, so lassen sich diese in Komponenten parallel zur Resultierenden  $p_p$  und senkrecht zur Resultierenden  $p_s$  zerlegen. Die Komponenten  $p_s$  heben sich dann gegenseitig auf. Addiert man die parallel zu  $R$  wirkenden Kräfte  $p_p$  vektoriell, wie dies in Abb. 11 geschehen ist, so ergibt sich ein viel zu kleiner Wert für  $R$ . Damit die Vektorsumme der  $p_n$  tatsächlich  $R$  liefert, müssen die Teilnormkräfte entsprechend vergrößert werden. Den richtigen Wert für  $p_n$  erhält man durch die Über-

legung, daß man die belastete Fläche der Kugeloberfläche durch die Projektion auf eine Ebene senkrecht zu  $\underline{R}$  durch den durch  $\underline{R}$  definierten Äquator der Kugel ersetzt. Daraus kann man den Druck  $p$  als Quotient aus  $R/F$  ermitteln, wobei  $F$  die Projektion der tragenden Fläche auf eine Ebene senkrecht zu  $\underline{R}$  ist.

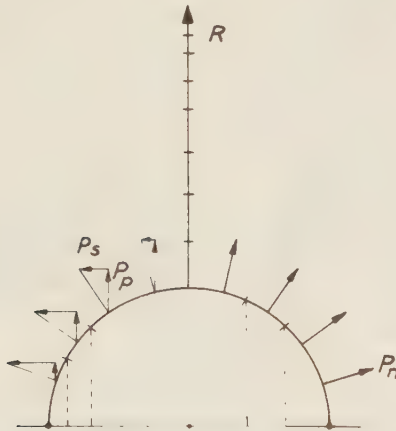


Abb.11: Einwirkung einer Kraft  $\underline{R}$  auf eine Halbkugeloberfläche (Wirkung der Normalkräfte).

Dieses Vorgehen ist an sich nur bei zentrischer Lage der Gelenkresultierenden gerechtfertigt, bei nicht zentrischer Lage von  $\underline{R}$  bezüglich der projizierten Kontaktfläche - wie dies am menschlichen Hüftgelenk der Fall ist - steigt der Druck zu dem Rand der Fläche hin an, dem die Resultierende am nächsten gelegen ist. Diese Verhältnisse sind in Abb. 12 dargestellt. Rückt  $\underline{R}$  sehr nahe an den Rand der tragenden Fläche, was beispielsweise bei ungenügender Kopfüberdachung der Fall ist, so liefert die einfache Formel  $p = \frac{R}{F}$  sicher einen viel zu kleinen Wert für den Maximaldruck. Die Gleichung  $p = \frac{R}{F}$  ist für nicht zu pathologische Fälle eine vernünftige Näherung und es genügt dann die Kenntnis der Projektion der tragenden Fläche auf eine Ebene senkrecht zu  $\underline{R}$ .

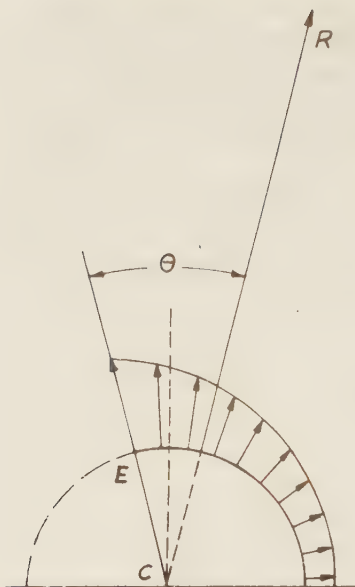


Abb.12: Exzentrische Einwirkung einer Kraft  $R$  bezüglich einer Kugeloberfläche.

In der Arbeit von BRINCKMANN et al. wird auf einer Überlegung von BARTEL und JOHNSTON aufbauend angenommen, daß sich die gesuchte Fläche  $F$  durch einen Kreis mit dem Radius  $S \cdot \sin \theta$  approximieren läßt.  $S$  ist der Radius des Hüftkopfes,  $\theta$  der Winkel zwischen der Resultierenden  $R$  und der Verbindungslinie des Pfannenerkers mit dem Hüftkopfmittelpunkt  $C$ . Mit den gebräuchlichen Bezeichnungen,  $CE$  = Zentrum-Eckenwinkel und  $\varphi$  = Winkel zwischen  $R$  und dem Lot gilt (vergleiche Abb. 13 und 14):

$$\theta = CE + \varphi$$

Wir sind jedoch der Auffassung, daß diese von BARTEL und JOHNSTON vorgeschlagene und von BRINCKMANN et al. angewandte Methode der Flächenberechnung keine gute Näherung darstellt. Wir beziehen uns deshalb auf KUMMER sowie AMTMANN und KUMMER und beschreiben die tragende Fläche durch ein Kugelzweieck, das von zwei Großkreisen begrenzt wird (Abb. 13 u. 14). Der eine Großkreis ist der Pfannenrand, der zweite Großkreis der auf den Durchstoßpunkt von  $R$  als Pol bezogene Äquator.



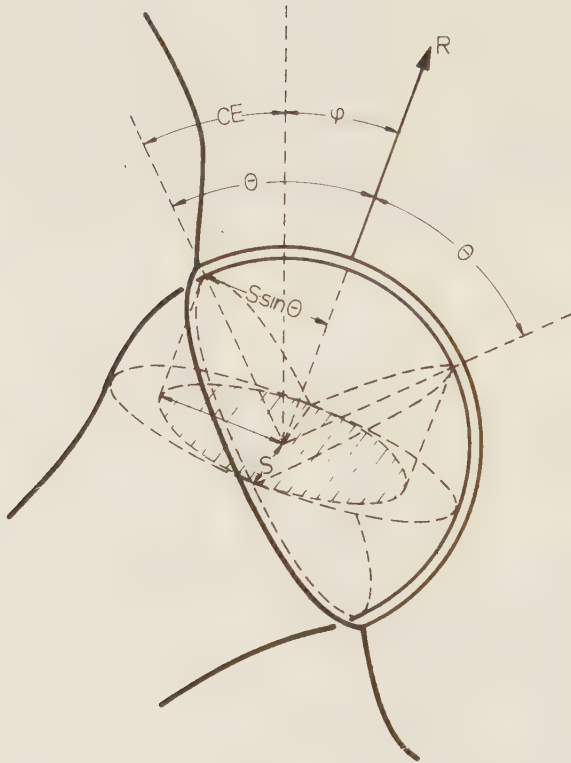


Abb.14: Schematische Darstellung des für die Druckberechnung verwendeten Kugelzweieckes und seiner Projektion in eine Ebene senkrecht zu  $\underline{R}$  ( Fläche für die Berechnung des Maximaldruckes ).

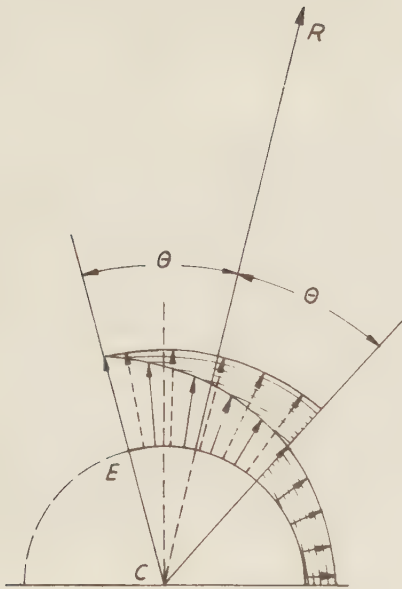


Abb.15: Darstellung der angenommenen Gleichverteilung des Druckes über dem Hüftgelenk.

Die in die Berechnung des Maximaldruckes eingehende Fläche erhält man dadurch, daß man dieses Kugelzweieck - wie oben diskutiert - in die zu  $R$  senkrechte Ebene projiziert. Die Verhältnisse sind in Abb. 14 dargestellt. Die Projektion ist eine Ellipse und für  $F$  ergibt sich  $F = \pi \cdot S^2 \cdot \sin\theta$ .

Demnach läßt sich die Beanspruchung (Druck) des Hüftgelenkes aus folgenden Gleichungen errechnen:

$$F = \pi \cdot S^2 \cdot \sin\theta \quad (12) \quad \text{und} \quad p = \frac{R}{F} \quad (13)$$

Wir betonen, daß auch diese Flächenberechnung eine Vereinfachung der tatsächlichen Verhältnisse beinhaltet und zwar nicht nur, wenn die Resultierende nahe an den Pfannenrand heranrückt. Zum einen liegt der Kopfmittelpunkt - wie in Abschnitt IIa dieses Kapitels auszuführen sein wird - in vielen Fällen nicht in der Pfanneneingangsebene, so daß der Pfannenrand keinen Großkreis darstellt, zum anderen wird nicht untersucht, ob von der

berechneten Fläche die nichttragenden Teile der Fovea capitis femoris bzw. der Fossa acetabuli abzuziehen sind.

## II. Korrektur der Druckberechnung

### a) Lage des Kopfmittelpunktes C, Pfannenanteversion

In unserer bisherigen Darstellung wurde stets vorausgesetzt, daß der Kopfmittelpunkt C in der Pfanneneingangsebene liege, d.h. in unsere Druckbestimmung geht der Kopfradius S bei der Ermittlung der tragenden Fläche mit seinem ganzen Betrag ein. Unsere konkreten Messungen ergaben jedoch, daß die Bedingung, C liege in der Pfanneneingangsebene, weder bei den meisten gesunden und schon gar nicht bei dysplastischen Hüftgelenken erfüllt wird. Die knöcherne Pfanne umschließt den Kopf auch beim Gesunden um weniger als zur Hälfte. Ein umfassenderer Gelenkschluß schien der Natur offenbar aus ökonomischen Gründen ungerechtfertigt, da er eine Bewegungseinschränkung des Hüftgelenks zur Folge hätte, zumal die Druckübertragung zum Äquator des Gelenkes hin auf Null abfällt.

Es wurde bisher weiterhin vorausgesetzt, daß der Kopfmittelpunkt C auf der Röntgenprojektion des vorderen Pfannenrandes liege, d.h., wir haben bisher mit einem Kugelzweieck gerechnet, dessen Achse in sagittaler Richtung von ventral nach dorsal durch C verläuft. Wie eingangs erörtert, ist die Pfanneneingangsebene aber nicht nur seitlich geneigt, sondern auch nach vorn geöffnet (Anteversion der Pfanne); das bedeutet, daß der vordere Pfannenrand bezüglich der Frontalebene nicht so weit über den sphärischen Kopf nach ventral reicht wie der hintere nach dorsal. Hinzukäme nach KUMMER, daß der vordere Pfannen- bzw. Kopfanteil auf einer relativ größeren Fläche trägt als der hintere, da die resultierende Gesamtkraft  $\underline{R}$  nicht etwa in der Frontalebene, sondern von cranial-ventral nach caudal-dorsal durch C verläuft.

Aufgrund der Pfannenanteversion und wegen der beschriebenen Tatsache, daß C nicht in der Pfanneneingangsebene liegt, fällt unsere bisher dargelegte Druckberechnung bezüglich der tragen-

den Fläche bei weitem noch zu optimistisch aus. Um eine realistischere Druckberechnung zu erzielen, haben wir eine weitere geometrische Kenngröße nämlich  $y$  eingeführt (siehe Abb. 16).

Auf der Standardröntgenaufnahme ist die Projektion des vorderen bzw. hinteren Pfannenrandes wegen Überlagerung mit dem Hüftkopf bzw. den dorsalen Pfannenanteilen in den seltensten Fällen exakt eruierbar. Wir haben deshalb eine Meßmethode entwickelt, die die Projektion der Pfannentränder zumindest näherungsweise erfaßt. Auf der BÜ-Aufnahme wurde die Projektion des vorderen Pfannenrandes zur Linie EV und die des hinteren Pfannenrandes zur Linie ED idealisiert (Abb. 16). Der Punkt E liegt am Pfannenerker, der Punkt D ergibt sich als Schnittpunkt der unteren Kopfkontur mit dem gewöhnlich gut erkennbaren unteren hinteren Pfannenrand; der Punkt V ist definiert als die laterale caudale Begrenzung der sogenannten KÖHLER'schen Tränenfigur.

Die Beschreibung dieser Tränenfigur (PEIC) entspricht den Erkenntnissen aus unseren anatomischen Studien anhand von mehreren Skelettpräparaten. Sie kommt röntgenologisch zustande durch Frontalprojektion des caudalen vorderen und hinteren Anteiles der facies lunata mit dem vorderen unteren Pfannenrand. Demnach liegt der Punkt V am anatomischen Präparat dort, wo der vordere knöcherne Pfannenrand umschlägt nach dorsal-medial in die untere Begrenzung des vorderen Schenkels der facies lunata.

Die genannten Linien EV und ED schließen einen Winkel ein, in den die Winkelhalbierende EW gelegt wird. Die Linie EW stellt die Projektion einer "mittleren Pfanneneingangsebene" dar, mit der wir im Folgenden rechnen. Die Größe der Senkrechten  $y$  auf diese "mittlere Pfanneneingangsebene" durch den Kopfmittelpunkt C stellt demnach ein Maß für die Entfernung des Kopfmittelpunktes C von der anatomischen Pfanneneingangsebene dar.

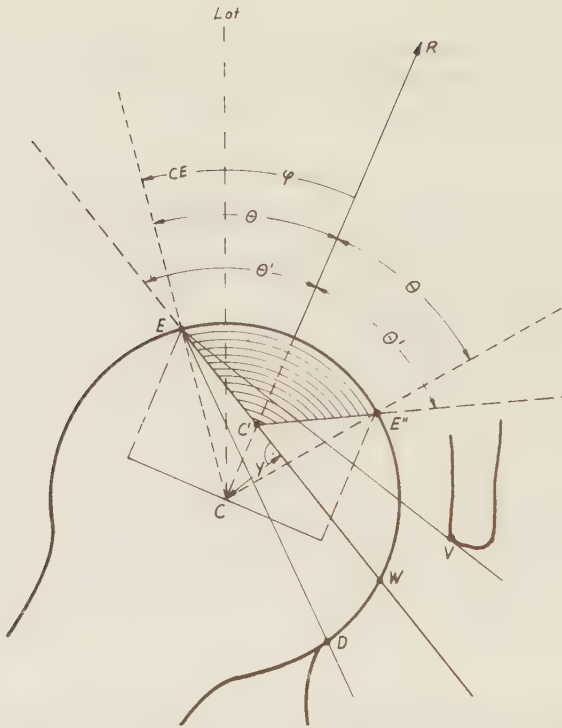


Abb.16: Berücksichtigung der wirklichen Lage des Kopfmittelpunktes C bezüglich der Pfanneneingangsebene. EW: Projektion der "mittleren Pfanneneingangsebene",  $\gamma$ : senkrechter Abstand der "mittleren Pfanneneingangsebene" vom Kopfmittelpunkt C.

Nach Einführung von  $\gamma$  zeigt nun die Abb. 16 den Winkelbereich des tragenden Kugelzweieckes, in dem die Resultierende  $\underline{R}$  wiederum symmetrisch liegt. Die in die Rechnung des Maximaldruckes eingehende Fläche  $F_0$  erhält man wiederum dadurch, daß man dieses Kugelzweieck in die zu  $\underline{R}$  senkrechte Ebene projiziert, woraus sich entsprechend Abb. 17 die von zwei Ellipsenbögen begrenzte Fläche ergibt:

$$F_0 = ab (\pi - 2 A \sqrt{1 - A^2} - 2 \arcsin A) \quad (14)$$

In dieser Formel bedeutet:

$$a = \sqrt{S^2 - y^2} \quad (15)$$

$$b = \frac{a}{S} (a \cdot \sin\theta + y \cdot \cos\theta) \quad (16)$$

$$A = 1 - \frac{S}{b} \cdot \sin\theta \quad (17)$$

Würde man die Ellipsenbögen zu Ellipsen ergänzen, so stellt  $a$  die große und  $b$  die kleine Halbachse dar. (Abb.17 zeigt die Aufsicht auf die projizierte Fläche  $F_0$ ).

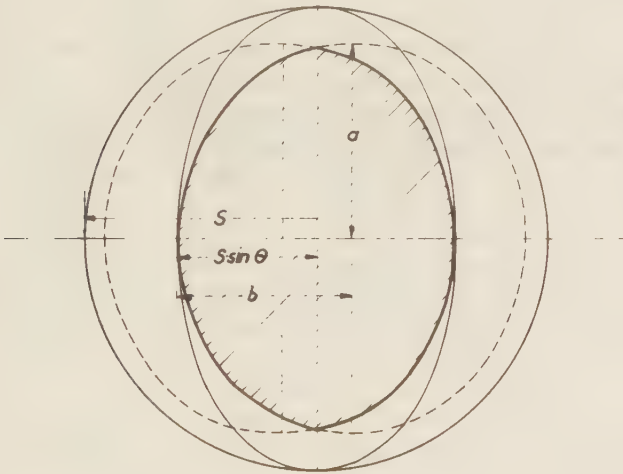


Abb.17: Schematische Darstellung der nach der Korrektur der Druckberechnung verwendeten Fläche (Aufsicht).

#### b) Gelenkspaltbreite

In unseren bisherigen Erörterungen wurde die Gelenkspaltbreite GS noch nicht berücksichtigt. Das soll nun geschehen. Diese Korrektur ist unseres Erachtens deshalb erforderlich, weil - wie wir in Abschnitt I gezeigt haben - der Kopfradius  $S$  quadratisch in die Flächen- und damit Druckberechnung eingeht, d.h. nur geringe Änderungen von  $S$  bewirken eine große Änderung der für die Druckberechnung entscheidenden Fläche.

Zudem muß berücksichtigt werden, daß - wie im nächsten Kapitel dargelegt - das Verhältnis der Mittelwerte von S und GS 5,9 : 1 beträgt; der Betrag von S ist im Mittel also nur etwa sechsmal größer als der von GS. Deshalb halten wir es für erforderlich, bei unserer Rechnung auch diesen Fehler zu korrigieren.

Es sei davon ausgegangen, daß die Knorpelbeschichtung der Pfanne und die des Kopfes gleich stark bzw. gleich dick ausgebildet sei, der Knorpelbelag von Kopf bzw. Pfanne betrage also jeweils  $GS/2$ .

Abb. 18 zeigt den Öffnungswinkel  $2\theta'$  des zu berücksichtigenden Kugelzweieckes, der eingeschlossen wird von den Linien  $E'C'$  und  $C'E''$ . Die Punkte  $E'$  und  $E''$  liegen jeweils in Gelenkspaltmitte auf den Schenkeln des Öffnungswinkels des idealisierten Kugelzweieckes, aber auch auf den Schenkeln des Öffnungswinkels  $2\theta$ .

Die für die endgültige Berechnung des Maximaldruckes verwendete Fläche ist die Projektion des Kugelzweieckes  $E' C' E''$  in die zu  $R$  senkrechte Ebene. Die projizierte Fläche  $F_{GS}$  beträgt:

$$F_{GS} = \left[ \frac{S + \frac{GS}{2}}{S} \right]^2 \cdot F_O \quad (18)$$

Hierfür muß in der Gleichung (14)  $y$  ersetzt werden durch:

$$y' = y \cdot \frac{S}{GS + S} \quad (19)$$

Daraus ergibt sich der Maximaldruck:

$$p = \frac{R}{F_{GS}} \quad (20)$$

Der Maximaldruck wird wieder ermittelt als relative Größe in Korrelation zum Körperpartialgewicht  $G_5$ . Wollte man die absolute Größe der von uns berücksichtigten Fläche  $F_{GS}$  ermitteln, so gilt:

$$F_{GS} = \frac{R/G_5}{p/G_5} = \frac{R}{p}$$



Bei unseren Berechnungen im Einzelfall, die in Kapitel K II besprochen werden, zeigte sich, daß bei einem gesunden Hüftgelenk der aus Gleichung (20) berechnete Maximaldruck  $p$  in einem weiten Winkelbereich der Muskelkraft nahezu konstant bleibt, d.h., wird aufgrund der Zugrichtung der Muskelkraft die Resultierende größer, so wächst die tragende Fläche entsprechend und umgekehrt (vergleiche den Verlauf von  $p/G_5$  z.B. in Abb. 23 d). Dieses Ergebnis erscheint vom biomechanischen und physikalischen Standpunkt aus sehr vernünftig und stellt damit unserer Ansicht nach eine starke Stütze für die Richtigkeit unserer Annahmen bei nicht zu pathologischen Fällen dar.

## I. NORMDATEN UND NORMKURVE

### I. Skelettnormdaten-Bestimmung

Mit Hilfe der in den Kapiteln G und H dargelegten biomechanischen Analyse eröffnete sich uns die Möglichkeit, im Einzelfall die relative Belastung  $R/G_5$ , die relative Muskelkraft  $M/G_5$  und den relativen Gelenkdruck  $p/G_5$  unter Erstellung entsprechender Diagramme zu ermitteln. Um insbesondere bei der Analyse pathologischer Hüftgelenke eine Korrelation zum normalen Belastungs- bzw. Beanspruchungsfall zeigen zu können, war die Erstellung einer eigenen Normkurve aus Skelettnormdaten erforderlich. Die Übernahme der von HAMACHER und ROESLER angegebenen Daten erschien uns deshalb nicht opportun, weil sich zwischen deren und den von uns an gesunden Hüften abgelesenen Kenngrößen Diskrepanzen zeigten. So ergab unsere Normdatenerhebung bei 21 gesunden Probanden beispielsweise für  $d_6$  einen Mittelwert von 10,0 cm, während HAMACHER und ROESLER hierfür 8,97 cm gefunden hatten (LEGAL, RUDER).

Mithin sahen wir uns gezwungen, eine Untersuchungsreihe an 136 hüftgesunden Individuen vorzunehmen. Bei dem Personenkreis, der sich unseren Messungen zur Verfügung stellte, handelt es sich durchwegs um freiwillige Probanden außerhalb des Klinikbereiches oder um Patienten, die wegen Erkrankungen oder Verletzungen der oberen Extremitäten oder der Wirbelsäule in stationärer Behandlung standen. Anamnese, klinischer und röntgenologischer Befund dieser Probanden ergaben keinen Hinweis auf Erkrankungen des Becken-Bein-Skelettes. Außerdem beschränkten wir uns auf Messungen an nur jeweils einem Hüftgelenk mit dem Ziel, Extremwerte bei einem Probanden nicht doppelt in unsere Statistik eingehen zu lassen.

Bei allen 136 Untersuchten, deren Alter zwischen 21 und 62 Jahren lag, wurde eine BÜ-Aufnahme angefertigt, bei 106 Personen zusätzlich eine AT-Aufnahme. Zur Ermittlung der reellen Werte wurden vorweg Röntgenaufnahmen eines im Zentralstrahl lokalisierten Meßstabes erstellt bei definiertem und konstantem Film-Focus-Abstand sowie Film-Bucky-Tisch-Abstand.

Wie in Kapitel E erläutert dienten zur Messung der geometrischen Kenngrößen pa-Aufnahmen des Beckens bei definierter Rotationsstellung der Hüftgelenke. Die ventralseitig gelegenen Weichteile wurden dabei insofern berücksichtigt, als der Abstand Kopfmittelpunkt-Buckytischoberfläche mit 6 cm festgelegt wurde.

Der sich aus den Aufnahmen mit dem Meßstab ergebende Umrechnungsfaktor zur Ermittlung reeller Werte betrug 0,87.

Zu jeder Kenngröße wurden der Mittelwert sowie Maximal- und Minimalwert bestimmt und zudem die Standardabweichung nach der Rechenvorschrift:

$$\text{Standardabweichung} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_m)^2}{n}}$$

wobei  $x_i$  den reellen Einzelmeßwert,  $x_m$  den Mittelwert und  $n$  die Zahl der Messungen darstellen.

Die Definitionen der im Folgenden aufgeführten geometrischen Kenngrößen sind in Kapitel E (Röntgenologische Grundlagen) niedergelegt.

a) Strecke  $t'$  (reell)

|                    |           |
|--------------------|-----------|
| Mittelwert         | = 5,85 cm |
| Standardabweichung | = 0,63 cm |
| Minimalwert        | = 4,79 cm |
| Maximalwert        | = 7,40 cm |

b) Winkel  $\psi$

|                    |           |
|--------------------|-----------|
| Mittelwert         | = + 5,89° |
| Standardabweichung | = 5,03°   |
| Minimalwert        | = - 7,00° |
| Maximalwert        | = +17,00° |

Vergleichswerte für  $t'$  und  $\psi$  sind in der Literatur naturgemäß nicht zu finden.

c) Strecke  $d_6$  (reell)

|                    |            |
|--------------------|------------|
| Mittelwert         | = 9,33 cm  |
| Standardabweichung | = 0,45 cm  |
| Minimalwert        | = 8,18 cm  |
| Maximalwert        | = 10,44 cm |

HAMACHER und ROESLER fanden für  $d_6$  einen Mittelwert von 8,97 cm. Andere Vergleichsmessungen sind uns aus der Literatur nicht bekannt.

Für  $d_5$  gilt (siehe Kapitel G III):  $d_5 = 1,200 \cdot d_6$ .

Bezogen auf unseren reellen Mittelwert für  $d_6$  ergibt sich als reeller Wert für  $d_5$  :

$$d_5 = 1,2000 \times 9,33 \text{ cm} = 11,20 \text{ cm}.$$

Dieser Wert zeigt eine gute Übereinstimmung mit dem von PAUWELS errechneten Mittelwert für  $d_5$  von 11,26 cm.

#### d) CE-Winkel

|                    |          |
|--------------------|----------|
| Mittelwert         | = 32,55° |
| Standardabweichung | = 6,33°  |
| Minimalwert        | = 20,00° |
| Maximalwert        | = 48,00° |

#### e) Hüftkopfradius S (reell)

|                    |           |
|--------------------|-----------|
| Mittelwert         | = 2,42 cm |
| Standardabweichung | = 0,18 cm |
| Minimalwert        | = 2,00 cm |
| Maximalwert        | = 2,87 cm |

Die Größe des Zentrumeckenwinkels nach WIBERG gilt als numerischer Wert für das Ausmaß der Abstützung des Schenkelkopfes durch das Pfannendach (JENTSCHURA). WIBERG fand für Erwachsene einen Mittelwert von 26° bei einer Schwankungsbreite von 20° bis 46°, JENTSCHURA einen Mittelwert von 31° bei einer Schwankungsbreite von 23° bis 44°. Allgemein gilt in der Literatur für Erwachsene als Grenze zwischen normalem und pathologischem CE-Winkel der Bereich zwischen 20° und 25° (WIBERG, SEVERIN, JENTSCHURA), wobei Werte unter 20° als pathognomonisch für eine Hüftgelenksdysplasie gelten. Wir sind jedoch der Auffassung, daß der CE-Wert nur in Verbindung mit der Beurteilung des Hüftkopfradius S einen Schluß auf das Vorliegen einer Hüftdysplasie zuläßt.

In Abb. 19 ist der jeweils gefundene CE-Winkel in Abhängigkeit vom dazugehörigen Hüftkopfradius für 136 gesunde Hüften aufgetragen: mittleren Hüftkopfradien können mittlere CE-Winkel zugeordnet werden, während große CE-Winkel kleinen Hüftkopfradien und kleine CE-Winkel großen Hüftkopfradien entsprechen, eine vom physikalischen Standpunkt aus gesehen sehr vernünftige Korrelation, nachdem der CE-Winkel und der Hüftkopfradius entscheidend für die Hüftkopfüberdachung sind und direkt in unsere Druckberechnung eingehen. Ungünstig würde sich z.B. auf die Beanspruchung eines Hüftgelenkes die Kombination eines kleinen Hüftkopfradius und eines kleinen CE-Winkels auswirken, da dann durch

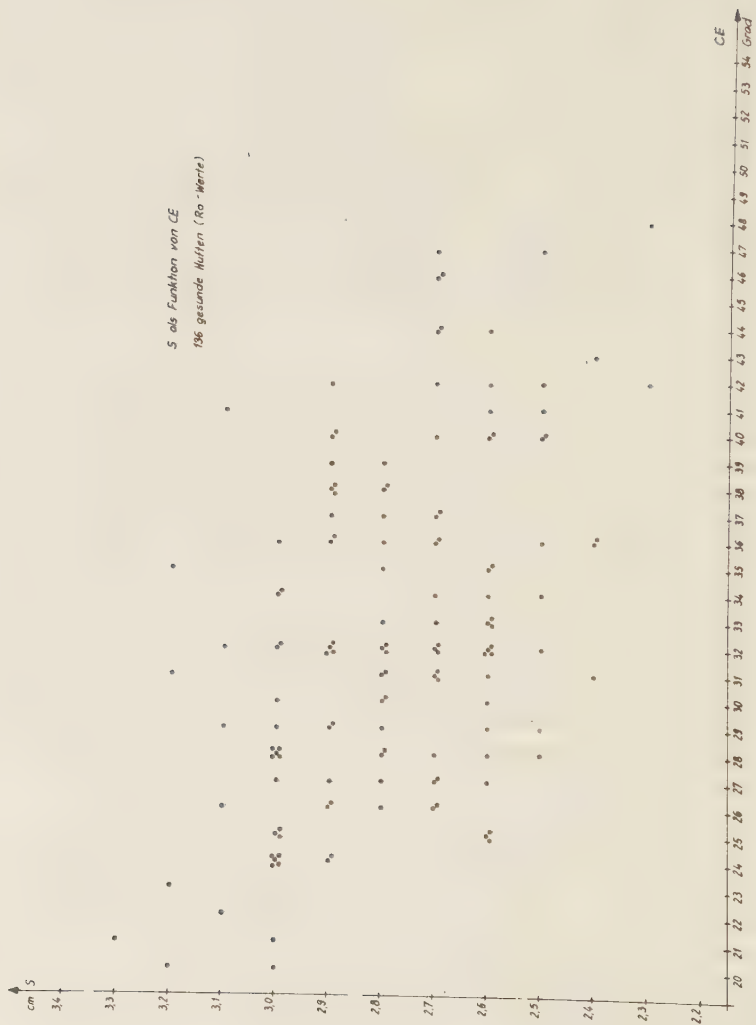


Abb.19: Korrelation der gefundenen Hüftkopfradien mit entsprechenden CE-Winkeln.

beide Kenngrößen die tragende Fläche erheblich reduziert würde.

Dies bestätigen auch unsere Berechnungen an Hüftgelenken, deren CE-Winkel im pathognomonischen Grenzbereich zur Hüftgelenksdysplasie, also bei  $20^{\circ}$  bis  $25^{\circ}$  lagen. Hüftgelenke mit einem WIBERG-Winkel von  $20^{\circ}$  und einem reellen Kopfradius von 2,9 cm und darüber ergaben einen normalen Druckverlauf im Kurvenbild für  $p/G_5$ , während CE-Winkel von  $20^{\circ}$  in Kombination mit einem Kopfradius von unter 2,9 cm und darunter eine zunehmende Druckerhöhung aufwiesen. Wir halten diese Feststellung hinsichtlich der Diagnose einer Hüftgelenksdysplasie beim Erwachsenen für bemerkenswert und weitere Untersuchungen in dieser Richtung für notwendig.

f) CCD-Winkel  $\gamma$  (reell)

g) AT-Winkel (reell)

Aus dem projizierten CCD- bzw. AT-Winkel ermittelten wir nicht mittels der Umrechnungstabelle sondern durch Rechnung die jeweiligen reellen Winkelwerte für 106 Probanden:

|                    |                    |                    |                    |
|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Mittelwert         | = $126,45^{\circ}$ | Mittelwert         | = $10,96^{\circ}$  |
| Standardabweichung | = $5,75^{\circ}$   | Standardabweichung | = $8,70^{\circ}$   |
| Minimalwert        | = $110,88^{\circ}$ | Minimalwert        | = $-11,27^{\circ}$ |
| Maximalwert        | = $138,24^{\circ}$ | Maximalwert        | = $+31,10^{\circ}$ |

Die in der Literatur aufgeführten Werte für den reellen CCD-Winkel der gesunden Hüfte, die bis auf MIKULICZ (1878) zurückgehen, bestätigen unser Ergebnis. Von LANZ faßte seine Messungen für die Größe des reellen CCD-Winkels beim Erwachsenen und die von CHARPY, MIKULICZ, F. LANGE und PITZEN zusammen und errechnete  $125^{\circ}$  bis  $126^{\circ}$  bei einer mittleren Schwankungsbreite zwischen  $120^{\circ}$  und  $133^{\circ}$ . Die weitgehende Übereinstimmung der von uns ermittelten Werte für  $\gamma$  mit denen der genannten Autoren bestätigt die Exaktheit unseres röntgenologischen Bestimmungsverfahrens, zumal die Einzelmessungen eine GAUSS'sche Verteilung aufweisen.

Nach MIKULICZ, F. LANGE und PITZEN sowie nach von LANZ beträgt der AT-Winkel beim Erwachsenen durchschnittlich  $12^{\circ}$  und weist eine mittlere Schwankungsbreite von  $4^{\circ}$  bis  $20^{\circ}$  auf,

was an unserem Kollektiv nicht bestätigt werden konnte. Wenn auch zu berücksichtigen wäre, daß die Zahl der von uns ermittelten Werte mit 106 relativ klein ist, so spricht dennoch die auch hier vorliegende GAUSS'sche Verteilung der Einzelmessungen dafür, daß am gesunden Hüftgelenk sehr wohl - wenn auch kleine - negative AT-Winkel gefunden werden können. Daß es sich bei den von uns als gesund angesehenen Hüftgelenken tatsächlich um normale Gelenke mit z.T. negativem AT-Winkel gehandelt hat, geht auch aus der Standardabweichung hervor, innerhalb derer mehr als 70 % der AT-Winkel unserer Probanden liegen.

| <u>h) Kenngröße y (reell)</u> |          | <u>i) Gelenkspaltbreite GS (reell)</u> |          |
|-------------------------------|----------|----------------------------------------|----------|
| Mittelwert                    | =0,34cm  | Mittelwert                             | = 0,41cm |
| Standardabweichung            | =0,24cm  | Standardabweichung                     | = 0,05cm |
| Minimalwert                   | =-0,44cm | Minimalwert                            | = 0,26cm |
| Maximalwert                   | =+1,13cm | Maximalwert                            | = 0,52cm |

Aus Abb. 20 geht die Verteilung für y reell hervor. Es ergibt sich daraus, wie in Kapitel H II dargestellt, daß der Kopfmittelpunkt C in den seltensten Fällen in der " gemittelten Pfanneneingangsebene" (entsprechend Linie EW) liegt. Bei 123 der von uns gemessenen 136 normalen Hüften lag C außerhalb, bei nur 13 Hüftgelenken auf oder innerhalb dieser konstruierten Pfanneneingangsebene. Vergleichswerte sind uns naturgemäß bezüglich der von uns eingeführten Strecke y aus der Literatur nicht bekannt.

Bei der Beurteilung der Gelenkspaltbreite muß selbstverständlich berücksichtigt werden, daß einer derart kleinen Kenngröße ein erheblicher Meßfehler anhaften kann.

Wir sind uns durchaus darüber im Klaren, daß die von uns ermittelten geometrischen Kenngrößen am Becken-Bein-Skelett von 136 hüftgesunden Personen nicht repräsentativ für die Gesamtbevölkerung sein können. Schließlich war es uns nicht möglich, die Probanden unter statistisch gesicherten Bedingungen aus der Bevölkerung auszuwählen. Wir waren vielmehr auf die Röntgenuntersuchungen der Personen angewiesen, die sich uns zufällig zur Verfügung stellten. In Übereinstimmung mit HAMACHER und ROESLER halten wir es für bemerkens-

wert, daß bei allen biologischen Meßdaten eine geringe Streuung zu bestehen scheint, die den Schluß nahelegt, daß der menschliche Stütz- und Bewegungsapparat relativ konstant konstruiert ist, obwohl dies die in der Gesamtbevölkerung anzutreffenden unterschiedlichen Konstitutions- und Phaenotypen nicht vermuten lassen.

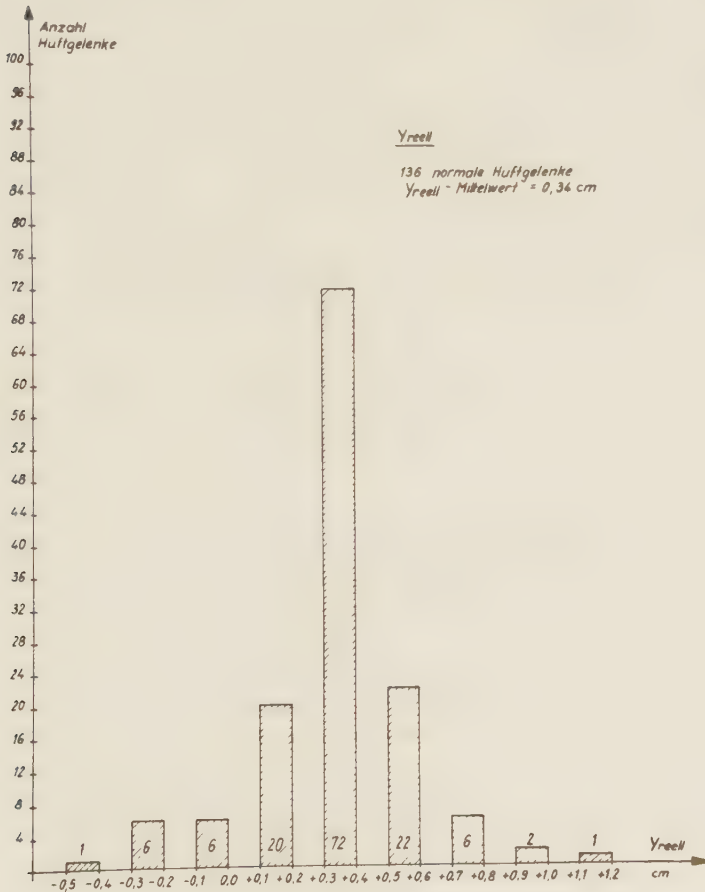


Abb.20: Verteilung der gefundenen Werte für die Kenngröße y.

## II. Normkurve / Physiologisches Belastungs- bzw. Druck-Feld

Unsere Skelettnormdatenbestimmung eröffnete uns die Möglichkeit, aus den geometrischen Kenngrößen jeweils eine Normkurve N für die relative Belastung  $R/G_5$ , die relative Muskelkraft  $M/G_5$  und die relative Beanspruchung  $p/G_5$  zu erstellen, die auf den in Tabelle 1 angegebenen Röntgenmittelwerten beruht.'

Tabelle 1:

Skelettnormdaten (Röntgenmittelwerte zur Erstellung der Normkurve)

---

|              |   |           |
|--------------|---|-----------|
| $t'$         | = | 6,73 cm   |
| $\downarrow$ | = | + 5,89 cm |
| $d_6$        | = | 10,71 cm  |
| CE           | = | 32,55°    |
| S            | = | 2,78 cm   |
| y            | = | 0,40 cm   |
| GS           | = | 0,48 cm   |

Im Belastungsdiagramm für  $R/G_5$  (Abb. 21a) verläuft die Normkurve N bei  $\sigma$ -Werten zwischen 30° und 55°, d.h. bei flach einfallenden Muskelkräften etwas stärker gekrümmt als bei  $\sigma$ -Werten zwischen 60° und 85°, also bei steileinfallenden Muskelkräften. Sie fällt vom Wert  $R/G_5 = 5,25$  bei  $\sigma = 30^\circ$  analog zu der beschriebenen Kurvenkrümmung auf einen Wert  $R/G_5 = 2,94$  bei  $\sigma = 85^\circ$  ab, wo sie ihr Minimum aufweist.

Einen praktisch identischen Verlauf wie das Belastungsdiagramm zeigt das Diagramm für  $M/G_5$ , weshalb wir in der weiteren Diskussion auf diese Kurve im Detail nicht mehr eingehen müssen, da - wie eingangs dargelegt - als Bedingung für den Einbeinstand ein statisches Gleichgewicht im Hüftgelenk bestehen soll, d.h. am abgewinkelten Hebelsystem um den Hüftkopfmittelpunkt C gleiche Drehmomente wirken.

Im Beanspruchungsdiagramm (Druckdiagramm) für  $p/G_5$  (Abb.21b) besitzt die Normkurve N eine nur diskret ausgeprägte Krümmung; sie fällt von  $p/G_5 = 0,25$  bei  $\sigma = 30^\circ$  auf  $p/G_5 = 0,19$  bei  $\sigma = 55^\circ$  ab (Minimum), um von hier aus wieder leicht anzusteigen auf  $p/G_5 = 0,24$  bei  $\sigma = 85^\circ$ .

Für beide Diagramme ist von besonderem Interesse der  $\sigma$ -Wert von  $69^\circ$  (bzw.  $70^\circ$ ). Es handelt sich hierbei um den Ergänzungswinkel zu  $90^\circ$ , den PAUWELS für die Richtung der Muskelresultierenden  $\underline{M}$  ( nämlich  $21^\circ$  zum Körperlot ) bei Mittelstellung des gesunden Hüftgelenks von  $0^\circ$  in der Frontalebene bestimmt hat. Wir betrachten den Ergänzungswinkel  $\sigma$  (= ca.  $70^\circ$ ) entsprechend Abb. 4, den  $\underline{M}$  mit der Horizontalen einschließt. (HAMACHER-ROESLER fanden hierfür einen Normalwert von  $66,5^\circ$ ). Bei  $\sigma = 70^\circ$  ergeben unsere Berechnungen für die Kurve N eine Belastung von  $R/G_5 = 3,08$  und eine Beanspruchung von  $p/G_5 = 0,20$  (beide ohne Dimension).

Ein Vergleich zwischen unserer Normkurve N und einer mittels der von HAMACHER-ROESLER angegebenen Skelettnormdaten erstellten Kurve A, deren Wiedergabe wir uns hier ersparen können, ergibt, daß die Kurve A im Diagramm für  $R/G_5$  um etwa die Hälfte des Körperpartialgewichts  $G_5$  über der Kurve N liegt, d.h., die genannten Autoren schätzen die Norm-Belastung eines gesunden Hüftgelenks also  $\frac{1}{2} \cdot G_5$  höher und damit optimistischer ein als wir (  $G_5 = \frac{5}{6} G_6$ !). Ein analoges Bild findet sich im Druckdiagramm für  $p/G_5$ , in dem die Kurve A um ca.  $\frac{1}{6} \cdot G_5$  über der Kurve N liegt. Dies bedeutet wiederum, daß die Normkurvenerstellung mittels unserer Skelettnormdaten zu einer etwas kritischeren Druckberechnung führt. Ein direkter Vergleich mit einer von HAMACHER-ROESLER erstellten Normkurve ist wiederum nicht möglich, da von ihnen eine Druckberechnung nicht durchgeführt wurde.

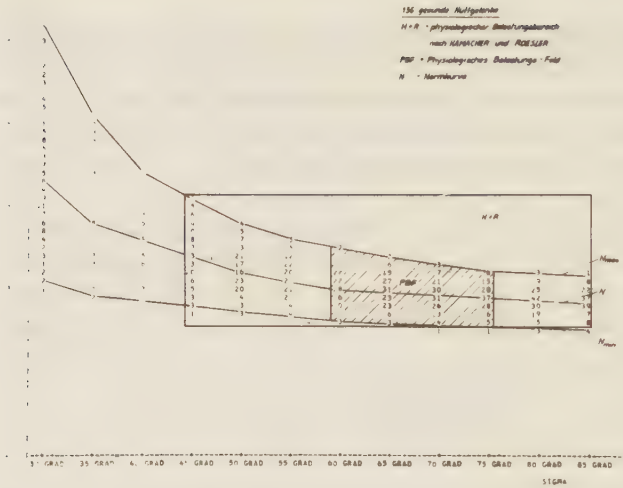


Abb.21a: Normkurve N und Streubereich der Einzelkurven von 136 gesunden Hüftgelenken im Belastungsdiagramm - P B F.

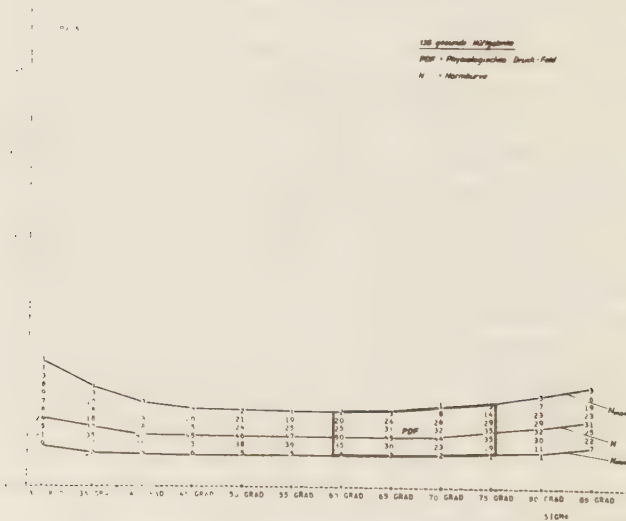


Abb.21b: Normkurve N und Streubereich der Einzelkurven von 136 gesunden Hüftgelenken im Beanspruchungsdiagramm - P D F.

HAMACHER und ROESLER gaben für ihre Belastungsdiagramme einen sogenannten physiologischen Belastungsbereich an, den einzuführen wir nicht für opportun halten (Abb. 21a). Die Autoren setzen die Grenzen dieses Bereiches auf der Abszisse bei  $\sigma = 45^\circ$  und  $\sigma = 85^\circ$ , auf der Ordinate zwischen den experimentell bestimmten Belastungen von  $R/G_5 = 2,50$  und  $R/G_5 = 5,00$ . Wir halten den physiologischen Belastungsbereich deshalb nicht für sinnvoll, weil wir gefunden haben, daß Belastungskurven von röntgenologisch durchaus pathologischen Hüftgelenken häufig noch in diesen an sich für gesunde Hüften reservierten Bereich zu liegen kommen.

Um den Streubereich unserer 136 Normkurven für  $R/G_5$  bzw.  $p/G_5$  besser überschauen zu können, haben wir alle Kurven in ein Diagramm ausdrucken lassen (Abb. 21a bzw. 21b). Es findet sich eine durchaus sinnvolle Verteilung. Um die ebenfalls eingezeichnete Normkurve N streuen die Kurven nach oben und unten bis zu den Extremkurven  $N_{\max}$  und  $N_{\min}$ . Das von den Kurven  $N_{\max}$  und  $N_{\min}$  in Richtung der Ordinate und von  $\sigma = 60^\circ$  bis  $\sigma = 75^\circ$  auf der Abszisse begrenzte Feld bezeichnen wir, um Konfusionen zu vermeiden, als "Physiologisches Belastungs-Feld" (PBF) bzw. "Physiologisches Druck-Feld" (PDF).

Die Grenzen für das PBF bzw. PDF auf der Abszisse ( $\sigma = 60^\circ$  bis  $\sigma = 75^\circ$ ) sind deshalb gewählt, weil Ab- oder Adduktionsstellungen des Hüftgelenkes, die mit  $\sigma$ -Werten von etwa  $45^\circ$  oder  $85^\circ$  behaftet wären, funktionsanatomisch im Einbeinstand nicht in Frage kommen.

Im ersten Falle ( $\sigma = 45^\circ$ ) wäre eine anatomisch undenkbare Abduktionsstellung des Hüftgelenkes von ca.  $70^\circ$  erforderlich, darüberhinaus würde  $\sigma$  theoretisch wieder größer, weil der Punkt T sich wieder dem Lot nähern würde. Der zweite Fall ( $\sigma = 85^\circ$ ) würde eine Adduktionsfähigkeit des Hüftgelenkes von  $80^\circ$  bis  $90^\circ$  als funktionell möglich voraussetzen.

## J. STANDARDTHERAPIE DER HÜFTGELENKSDYSPLASIE DES ERWACHSENEN

(Bisherige biomechanische Vorstellungen)

Die konservative Behandlung der kindlichen Hüftgelenkdisplasie hat zwar in den letzten Jahren erhebliche Fortschritte bezüglich der Prognose dieses Leidens gebracht, jedoch müssen wir auch in Zukunft, insbesondere in Hinblick auf die von G. HOHMANN (1951) dargelegte deprimierende Sammelstatistik über die Ergebnisse der damals geübten konservativen Therapieverfahren, mit einer Fülle von Problemen bei der operativen Behandlung der Hüftgelenkdisplasie der jetzt Erwachsenen rechnen.

Das Behandlungsspektrum dieses Krankheitsbildes wurde in den vergangenen 2 Jahrzehnten auf dem Wege der Empirie zwar entscheidend bereichert, die genialen Inauguratoren der heute geübten Standardverfahren blieben mangels Kenntnis von stichhaltigen Berechnungsmethoden den Beweis über die tatsächliche biomechanische Effizienz der von ihnen entwickelten operativen Therapie jedoch vielfach schuldig. Erst die Anwendung der einzelnen Operationsmethoden im größeren Umfange machte eine Wertung ihrer Wirksamkeit über den Umweg der Erfahrungen möglich.

Es sei erlaubt, hier nur stichwortartig auf die von uns geübten Standardoperationen zur Behandlung der Hüftgelenkdisplasie des Erwachsenen hinzuweisen, wobei gleichzeitig ihre bisher bekannte, meist auf PAUWELS begründete biomechanische Effizienz skizziert werden soll:

### I. Intertrochantere Osteotomie:

- a) Rotationsosteotomie
- b) Varisierungsosteotomie
- c) Valgisierungsosteotomie
- d) Polyachsische Osteotomie

Das gemeinsame Ziel aller unter a bis d aufgeführten Operationsverfahren ist neben der Beseitigung einer Gelenkinkongruenz aufgrund einer nicht sphärischen Kopf- oder Pfannenform die Veränderung des Muskelhebelarmes und damit die Veränderung von Betrag und Richtung der Belastung (also Änderung von h).

Bei der Rotationsosteotomie wird dieser Effekt erreicht durch Beseitigung einer pathologischen Ante- oder Retro-torsion, wodurch ohne Entnahme etwa eines Varisierungskeiles der CCD-Winkel virtuell kleiner, der Muskelhebelarm h größer und überbelastete ventrale oder dorsale Kopf- bzw. Pfannenanteile entlastet werden.

Das gleiche Ziel verfolgt die Varisierungsosteotomie nur unter tatsächlicher Reduzierung des CCD-Winkels, gegebenenfalls verbunden mit einer Änderung der Rotation.

Bei der valgisierenden Osteotomie - ebenfalls meist kombiniert mit einer Rotationskorrektur - steht praktisch immer im Vordergrund die Kongruenzverbesserung, da ohne Rotationsänderung hierbei eine Verschlechterung des Muskelhebelarmes resultiert.

Die polyachsische Osteotomie dient ebenfalls der Kongruenzoptimierung. Hierbei kommt z.B. durch Entnahme eines ventral basierten Osteotomiekeiles und Varisierung oder durch alleinige dorsale Keilentnahme der Effekt einer Kraftarmverlängerung zustande. Die isolierte ventrale Keilentnahme führt infolge eines damit verknüpften Valgisierungseffektes zur Kraftarmreduzierung.

Allen unter I. genannten Osteotomien gemeinsam ist gleichzeitig das Ziel einer sogenannten tieferen Kopfeinstellung, d.h. einer Vergrößerung des oft sehr kleinen oder gar negativen CE-Winkels, wodurch die tragende Fläche des Hüftgelenkes vergrößert und damit die Druckbeanspruchung gemindert wird. Daß diesbezüglich Grenzen gesetzt sind, wird noch gezeigt.

## II. Trochanterversetzung

Der biomechanische Effekt der Trochanterversetzung besteht

ebenfalls in der Kraftarmvergrößerung durch Verlagerung des Muskelansatzpunktes nach lateral-distal. Andererseits dient dieser Eingriff im Falle eines Trochanterhochstandes mit Glutealinsuffizienzlinken und der damit verbundenen gangphasen-abhängigen Verkleinerung des CE-Winkels der ohnehin schlecht überdachten dysplastischen Hüfte zur Optimierung der Muskelvorspannung.

### III. Pfannenverbessernder Eingriff

- a) Beckenosteotomie nach CHIARI
- b) Beckenosteotomie nach SALTER
- c) Sphärische Pfannenummeißelung nach WAGNER
- d) Osteotomia innominata

Die unter III a - d aufgeführten Operationen verfolgen das Ziel einer Verbesserung der Kopfüberdachung, wodurch der CE-Winkel und damit die kraftaufnehmende Fläche des Gelenkes vergrößert wird. Auf die speziellen Indikationen kann im Rahmen dieser Ausführungen naturgemäß nicht eingegangen werden. Bei der Operation nach CHIARI, bei der das Os ilium cranial des Pfannenerkers osteotomiert und das caudale Beckenfragment um einen in der Symphyse gelegenen Drehpunkt nach medial verschoben wird, erreicht man zusätzlich einen günstigen biomechanischen Effekt durch Verkleinerung des Lastarmes (Hebelarm des Körperpartialgewichtes  $G_5$ ), also von  $d_6$  bzw.  $d_5$ . Diese Änderung des Lastarmes bewirkt eine Verminderung der Belastung. Als Nachteil dieses Eingriffes ist zu werten die durch die Medialisierung und Rotation um die Symphyse verursachte Überführung der originären knorpelbeschichteten Pfanne in eine noch steilere Position, wodurch die Überdachung des Kopfes durch den hyalinen Knorpelbelag der "Naturpfanne" noch ungünstiger wird.

Bei den Operationen nach SALTER bzw. WAGNER kommt es neben der gewünschten Optimierung der Kopfüberdachung durch Ventral- und/oder Lateralverlagerung der "Naturpfanne" auch zu einer ungünstigen Vergrößerung des Lastarmes ( $d_6$  bzw.  $d_5$ ), wodurch die Belastung erhöht wird.

Die genannten ungünstigen biomechanischen Effekte der Becken-

osteotomie nach CHIARI als auch der nach SALTER bzw. WAGNER veranlaßten uns, ein neues Verfahren (Osteotomia innominata) unter Ausschaltung dieser Nachteile zu entwickeln, das wir bisher allerdings erst bei 2 Patientinnen angewendet haben. Unsere Methode besteht in einer modifizierten Beckenosteotomie nach SALTER mit Verbesserung der Kopfüberdachung durch die "Naturpfanne" unter gleichzeitiger Reduzierung des Lastarmes durch Entnahme eines parasymphysären Osteotomiekeiles von ca. 2 - 3 cm, wodurch  $d_6$  bzw.  $d_5$  biomechanisch günstig verkleinert wird. Dieses Verfahren ist jedoch wegen der nicht unerheblichen operationstechnischen Schwierigkeiten insbesondere bei der stabilen Fixation der beiden Osteotomien noch keineswegs als standardisiert anzusehen.

Alle aufgezeigten Therapieverfahren kommen in den mannigfaltigsten Kombinationen zur Anwendung. Inwieweit sich der nach den bisherigen Erkenntnissen erwartete biomechanische Effekt der verschiedenen Operationen rechnerisch reproduzieren läßt, und wo die Grenzen eines jeden Verfahrens liegen, soll in den folgenden Kapiteln dargelegt werden.

## K. ANWENDUNG DER BERECHNUNG AN PATHOLOGISCHEN HÜFTGELENKEN

Die Erarbeitung unserer Rechenmethode samt Normkurvenermittlung führte zwangsläufig zur Analyse von pathologischen Hüftgelenken mit dem Ziel, sozusagen retrospektiv, losgelöst von subjektiven Fakten den biomechanischen Effekt des jeweils durchgeführten Therapieverfahrens beurteilen zu können. Eine kritische Betrachtungsweise eröffnet für die Zukunft Aspekte hinsichtlich einer exakteren Indikationsstellung für die im Einzelfall anzustrebende operative Therapie der Erwachsenen Hüft dysplasie. Zudem können wir - wie noch dargestellt wird - bei Operationsplanungen unser Rechenverfahren simulatorisch anwenden, um Klarheit über das für den Patienten individuell wirksamste operative Vorgehen zu bekommen.

### I. Statistik der biomechanisch analysierten Hüftgelenke

Wir haben insgesamt 228 operierte Hüftgelenke rechnerisch analysiert. Darunter befanden sich 20 Gelenke, die sich primär als biomechanisch gesund erwiesen, bei denen jedoch Umstellungsosteotomien z.B. wegen idiopathischer Hüftkopfnekrose und anderer biomechanisch nicht erklärbarer Leiden durchgeführt worden waren. Auf diese Fälle wollen wir in unserer rechnerischen Analyse zunächst nicht näher eingehen, werden aber in unserer Kasuistik darauf zurückkommen. Die durchgeführte Therapie an den verbleibenden 208 Hüftgelenken ist in Tabelle 2 dargelegt, wobei die diversen Kombinationsmöglichkeiten der Einfachheit halber nicht berücksichtigt sind.

#### Tabelle 2:

##### Statistik der biomechanisch analysierten Hüftgelenke

(Operation ohne Berücksichtigung der Kombinationen)

|                                             |     |
|---------------------------------------------|-----|
| Intertrochantere Osteotomien                | 187 |
| Trochanterversetzungen                      | 72  |
| Beckenosteotomien nach CHIARI               | 49  |
| Beckenosteotomien nach SALTER               | 3   |
| Sphärische Pfannenummeißelungen nach WAGNER | 10  |
| osteotomiae innominatae                     | 2   |

## II. Kasuistik und Diskussion der Rechenergebnisse

Aus der Vielzahl unserer biomechanisch durchgerechneten Fälle seien hier einige charakteristische Beispiele im Detail diskutiert.

Wir stellen diese bewußt ausführliche Kasuistik vor die biomechanische Diskussion der operativen Therapiemöglichkeiten der Hüftgelenksdysplasie, um unser Vorgehen bei der Interpretation unserer Rechenergebnisse und Kurvenbilder im Rahmen unserer Einzelfallanalysen demonstrieren zu können; erst nach Deutung einer Vielzahl von Einzelaspekten waren Rückschlüsse auf die biomechanische Einordnung der verschiedenen Operationsmethoden zu ziehen.

Wie in Tabelle 3 (Computerausdruck der Skelett- und Rechen-  
daten) dargestellt, werden der Rechenanlage die von uns ermittelten Skelett-Normdaten N sowie die gemessenen Röntgen-Skelettdaten vor der Operation A und nach dem jeweils durchgeführten Eingriff E eingegeben. Neben der Rechnung, d.h. Kurvenwerten für  $M/G_5$ ,  $\varphi$ ,  $R/G_5$  und  $p/G_5$  in Abhängigkeit von  $\sigma$  erhalten wir je ein Belastungsdiagramm für  $R/G_5$  und ein Druck- oder Beanspruchungsdiagramm für  $p/G_5$  mit der Normkurve N, der Kurve A vor der Operation und der Kurve E nach dem jeweils durchgeführten Eingriff. Unsere Diagramme sind Originalcomputerausdrucke: Fallen Punkte der Kurven N, A und E zusammen, so wird jeweils nur ein Punkt ausgedruckt.

### a) Fat. B.M. weiblich, 18 Jahre (Abb. 22a bis 22d)

Bei dieser Patientin bestand eine rechtsseitige Hüftgelenksdysplasie (Abb. 22a) mit steiler flacher Pfanne, einem CE-Winkel von  $10^\circ$  bei mangelhafter Kopfüberdachung und einem projizierten CCD-Winkel von  $142^\circ$ . Es wurde eine intertrochantere Derotationsvarisierungsosteotomie unter Entnahme eines Varisierungskeiles von  $30^\circ$  vorgenommen. Abb. 22b zeigt das Operationsergebnis im Röntgenbild.

Im Diagramm zur Ermittlung der relativen Belastung  $R/G_5$  (Abb. 22c) verläuft die Kurve A vor der Operation dem Röntgenbefund entsprechend mit großer Abweichung von der Normkurve N außerhalb unseres als Normbereich angenommenen "Phy-

siologischen Belastungs-Feldes" (P. B. F. ), d.h., es besteht vor der Operation eine wesentlich größere Belastung als in einem gesunden Hüftgelenk. Betrachten wir den konkreten Fall für  $\sigma = 70^\circ$  (genauer ca.  $69^\circ$ ), welcher der Mittelstellung  $0^\circ$  des gesunden Hüftgelenkes in der Frontalebene zuzuordnen ist, so ergibt sich bezogen auf unsere Normkurve N eine Erhöhung der absoluten Belastung um  $1,04 \times G_5$  auf ca.  $4,12 \times G_5$  (anstatt  $3,08 \times G_5$  beim Gesunden), bezogen auf die obere Begrenzung (Kurve  $N_{\max}$ ) unseres "Physiologischen Belastungs-Feldes" eine Erhöhung um ca.  $0,4 \times G_5$  auf  $4,12 \times G_5$ . Das Hüftgelenk ist also unphysiologisch überbelastet, wenn auch relativ geringgradig. Würden wir uns bei der Analyse der Belastung des von HAMACHER-ROESLER vorgeschlagenen physiologischen Belastungsbereiches bedienen, der in Abb. 22c ebenfalls eingezeichnet ist, so wäre dieses Hüftgelenk als biostatistisch nahezu gesund einzuordnen, d.h. die Überbelastung würde nicht erkannt. Dies deckt sich auch mit den Beobachtungen der genannten Autoren, die im Rahmen ihrer Belastungsberechnungen häufig Hüftgelenke als gesund identifizierten, obwohl sie röntgenologisch als eindeutig krank einzustufen gewesen wären. Die Belastungskurve E nach der Operation (Abb.22c) kommt in unser P B F zu liegen und nähert sich hier ganz eindeutig der Normkurve N. Im Diagramm bezüglich der relativen Beanspruchung  $p/G_5$  (Abb. 22d) verläuft die Kurve A vor der Operation weit ab von der Normkurve bzw. weit oberhalb des "Physiologischen Druckfeldes" ( P D F ). Im konkreten Fall für  $\sigma = 70^\circ$  bedeutet dies bezogen auf die Normkurve N eine Druckerhöhung auf  $0,48 \times G_5$  (anstatt beim Gesunden  $0,20 \times G_5$ ), hinsichtlich der oberen Begrenzung unseres P D F durch die Kurve  $N_{\max}$  ergibt dies eine Erhöhung von  $0,18 \times G_5$  auf  $0,48 \times G_5$ . Die Druckkurve E nach der Operation nähert sich wieder der Normkurve N ohne diese allerdings zu erreichen. Die Kurve E tangiert die Kurve  $N_{\max}$  innerhalb der Begrenzung des P D F von  $\sigma = 60^\circ$  bis  $\sigma = 75^\circ$  nur flüchtig, ohne tief in das P D F einzutauchen. Durch die Varisierungsosteotomie konnte bei der Patientin also eine Normalisierung der Biostatik - sprich Belastung - erzielt werden, die Druckbeanspruchung immerhin der oberen Grenze der Norm genähert werden.

07.09.1960 RECHTS

ROTATIONSOSTEOTOMIE  
VARISIERUNGSGESTEOTOMIE

SKELETTNORMDATEN, N<sub>1</sub> (ROENTGENWERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
4.1 5.89 10.71 32.5 2.78 0.00 127.49 46.54 9.14 0.40 1.05 0.48 1.00

SKELETTNORMDATEN, N<sub>2</sub> (REFLEK WERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
5.1 5.89 9.33 32.5 2.42 3.22 126.45 46.54 10.96 0.34 0.92 0.41 0.87

SKELETTDATEN VOR DER OPERATION, A<sub>1</sub> (ROENTGENWERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
4.1 10.00 10.50 10.00 2.90 5.10 102.00 59.00 0.0000 1.30 1.10 0.50 1.00

SKELETTDATEN VOR DER OPERATION, A<sub>2</sub> (REFLEK WERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
4.1 10.00 9.50 10.00 2.82 4.61 0.0000 59.00 0.0000 1.18 0.99 0.48 0.90

SKELETTDATEN NACH DER OPERATION, E<sub>1</sub> (ROENTGENWERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
5.1 19.00 11.60 15.00 3.00 5.20 101.00 20.00 19.00 1.20 1.10 0.50 1.00

SKELETTDATEN NACH DER OPERATION, E<sub>2</sub> (REFLEK WERTE)  
T PSI D<sub>0</sub> CE S C CCOP LAMBA ATP V Z GE PV  
4.1 19.00 10.00 15.00 2.81 4.52 100.00 17.60 19.00 1.04 0.96 0.44 0.87

TABELLEN FÜR DIE VERSCHIEDENEN SKELETTDATEN

WERTE FÜR SKELETTNORMDATEN, N

SIGMA = 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85  
N/GS = 4.07 3.93 3.81 3.03 2.74 2.53 2.30 2.23 2.12 2.04 1.90 1.94  
PMI = 50.50 44.68 39.28 34.28 29.82 25.27 21.18 17.31 13.43 10.09 6.69 3.30  
R/GS = 5.25 4.57 4.12 3.80 3.37 3.39 3.26 3.16 3.08 3.02 2.96 2.94  
P/GS = 0.23 0.22 0.20 0.19 0.19 0.19 0.19 0.20 0.20 0.21 0.23 0.26

WERTE FÜR SKELETTDATEN VOR DER OPERATION, A

SIGMA = 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85  
N/GS = 8.01 6.48 5.46 4.78 4.26 3.87 3.38 3.16 2.92 2.81 2.61 2.64  
PMI = 54.19 48.38 42.97 37.60 32.71 28.09 23.90 19.82 15.23 11.29 7.49 3.70  
R/GS = 8.55 7.10 6.17 5.53 5.07 4.73 4.67 4.27 4.12 4.00 3.90 3.83  
P/GS = 0.41 0.36 0.34 0.33 0.30 0.30 0.30 0.42 0.46 0.57 0.70 0.80

WERTE FÜR SKELETTDATEN NACH DER OPERATION, E

SIGMA = 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85  
N/GS = 3.24 3.02 2.83 2.72 2.62 2.54 2.49 2.46 2.44 2.43 2.47 2.52  
PMI = 46.05 42.15 37.03 32.88 29.86 26.81 23.92 17.83 14.23 10.66 7.12 3.58  
R/GS = 3.83 3.68 3.57 3.50 3.44 3.41 3.39 3.30 3.00 2.82 2.66 2.51  
P/GS = 0.19 0.19 0.20 0.21 0.22 0.26 0.28 0.29 0.31 0.39 0.46 0.50

Tabelle 3: Computerausdruck der Skelett- und Rechendaten eines Patienten ( Pat. B.M. ).

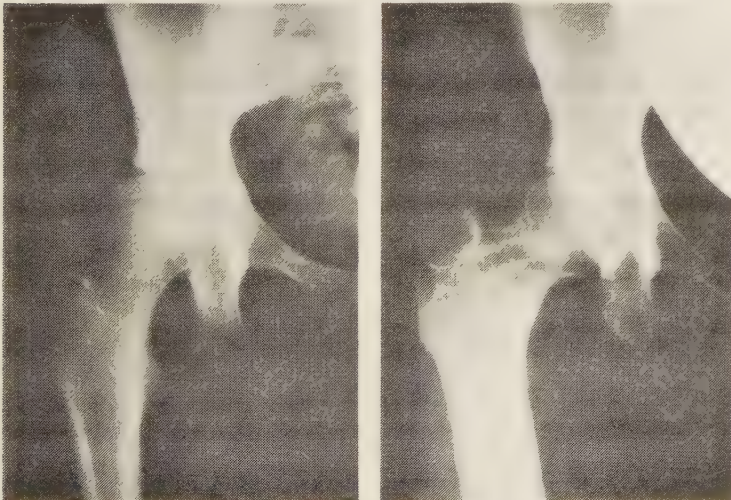


Abb.22a u. b: Pat. B.M., a: Hüftgelenkdsdysplasie re., Coxa valga, b: Zust. n. Derotationsvarisierungsosteotomie.

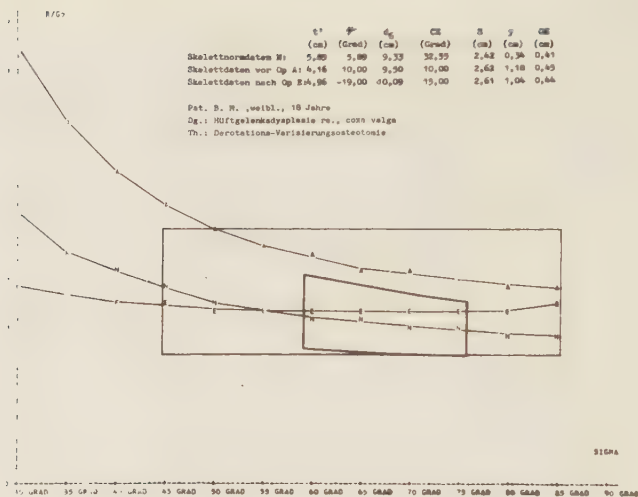


Abb.22c: Pat. B.M., Verlauf von  $R/G_5$  in Abhängigkeit von  $\sigma$ .

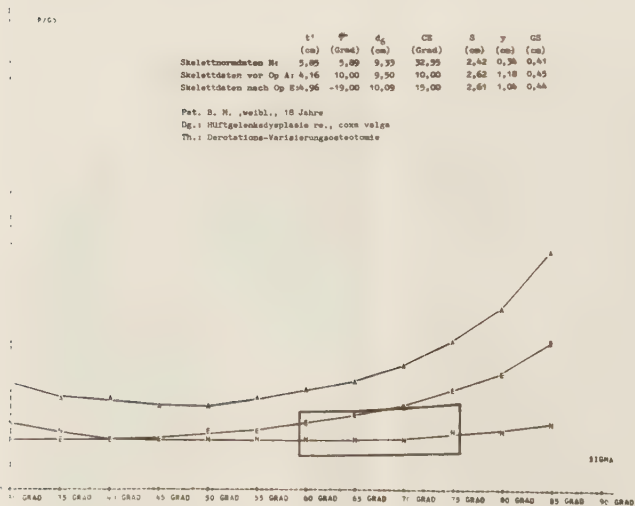


Abb.22d: Pat. B.M., Verlauf von  $p/G_5$  in Abhängigkeit von  $\sigma$ .

b) Pat. H.R. männlich, 40 Jahre (Abb. 23 a bis 23d)  
(nicht in Tabelle 2 aufgeführt)

Das Röntgenbild Abb. 23a dieses Patienten wies praeoperativ keine biomechanisch ungünstige Fehlf orm auf, weshalb die im rechten Hüftgelenk nachweisbaren "Degenerationscysten" mit Nekrosebildung in Kopf und Pfanne biomechanisch nicht zu erklären waren. Abb. 23b zeigt den Zustand nach einer intertrochanteren Varisierungsosteotomie von  $20^{\circ}$ , die vorgenommen wurde mit dem Ziel, die Kopfcyste aus dem belasteten Gelenkbereich herauszuschwenken. Entsprechend der Annahme, daß die Entstehung der Cysten bzw. Nekrosen biomechanisch nicht zu deuten seien, ist auch der Verlauf der Belastungskurve A für  $R/G_5$  vor der Operation (Abb. 23c) mit nur minimaler Abweichung von der Normkurve N im P B F. Die Belastungskurve E nach der Operation zeigt eine geringgradige Ernie drigung für  $R/G_5$  unter die Normkurve N. Die Druckkurven A bzw. E für  $p/G_5$  (Abb. 23d) zeigen einen identischen Verlauf und liegen auf der Normkurve N und damit im P D F. Das Fazit aus der Darstellung dieses Falles muß lauten:

1. Die hier beobachteten pathologischen Hüftgelenksveränderungen sind biomechanisch nicht erklärbar, sondern müssen eine andere biologische Ursache haben.
2. Belastung und Beanspruchung des erkrankten Hüftgelenkes lassen sich durch operative Maßnahmen nur minimal beeinflussen; es ist lediglich möglich, die vom Prozeß betroffenen artikulierenden Flächen in eine andere Position zueinander und - wenn möglich - aus der Hauptbelastungszone zu schwenken.



Abb. 23a: Pat. H.R., "Degenerationscysten" im Bereich des re. Hüftgelenks.



Abb. 23b: Pat. H.R., Zust.n. intertrochanterer Varisierungsosteotomie.

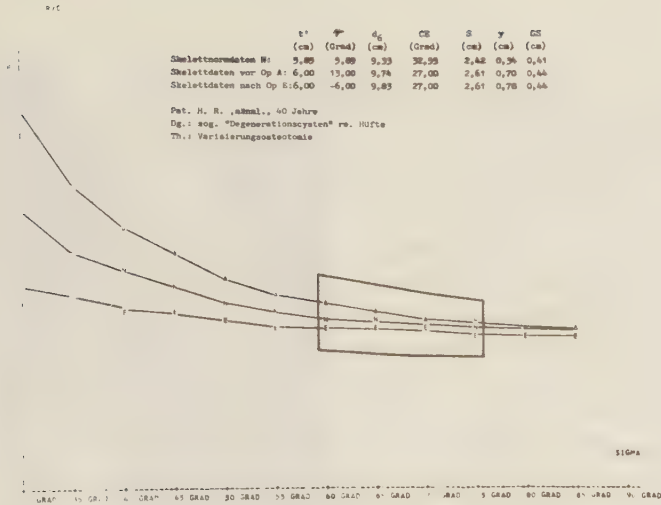


Abb.23c: Pat. H.R.,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

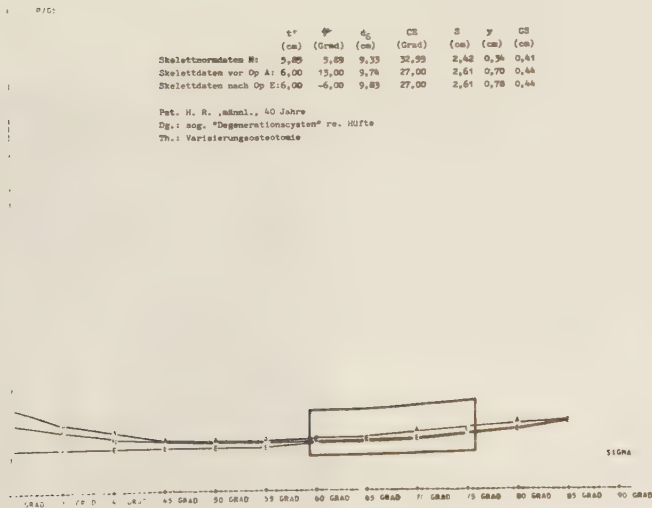


Abb.23d: Pat. H.R.,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

c) Pat. F.I. weiblich, 39 Jahre (Abb. 24a bis 24d)

Ein Analogon zu Fall b) bietet diese Patientin, deren BÜ-Aufnahme (Abb. 24a) eine Hüftgelenksdysplasie rechts mit steiler, mäßig flacher Pfanne bei Coxa valga und grosser Pfannenerkercyste aufweist. Abb. 24b zeigt das Röntgenergebnis nach intertrochanterer Varisierungsosteotomie von  $30^{\circ}$ . Die Belastungskurve A für  $R/G_5$  (Abb. 24c) liegt zwar zwischen  $\sigma=60^{\circ}$  und  $\sigma=75^{\circ}$  um  $0,65 \times G_5$  oberhalb der Normkurve, jedoch innerhalb des P B F, d.h. das Hüftgelenk ist biostatistisch als gesund anzusehen, ein Beispiel dafür, daß der CCD-Winkel allein - wie eingangs erwähnt - nicht als biomechanisches Kriterium zur Beurteilung einer Überbelastung herangezogen werden darf, sondern daß mehrere Parameter bestimmend sind. Aufgrund des kleinen CE-Winkels von  $12^{\circ}$  bei mittlerem Kopfradius von reell 2,37 cm (Mittelwert S reell = 2,42 cm) und relativ großem  $d_6$  von reell 10,09 cm (Mittelwert  $d_6$  reell = 9,33 cm) kommt die in Abb. 24d dargestellte Druckerhöhung entsprechend der Kurve A für  $p/G_5$  vor der Operation zustande. Durch die Varisierungsosteotomie konnten sowohl die Belastung gesenkt als auch der Druck so beeinflußt werden, daß die Druckkurve E für  $p/G_5$  in das P D F zu liegen kommt. Die röntgenologisch ursprünglich nachgewiesene Pfannendachcyste ist 2 Jahre nach der Operation (Abb. 24b) nicht mehr zu erkennen, da unter der Druckentlastung ein Knochenumbau resultierte. Unter Zugrundelegung des von HAMACHER-ROESLER angegebenen physiologischen Belastungsbereiches wäre dieses Hüftgelenk ohne Druckberechnung aus der Analyse als gesund hervorgegangen.



Abb.24a: Pat. F.I., Hüftgelenks-  
dysplasie re., Pfannenerkercyste.



Abb.24b: Pat. F.I., Zust. n. inter-  
trochanterer Varisierungsosteotomie.

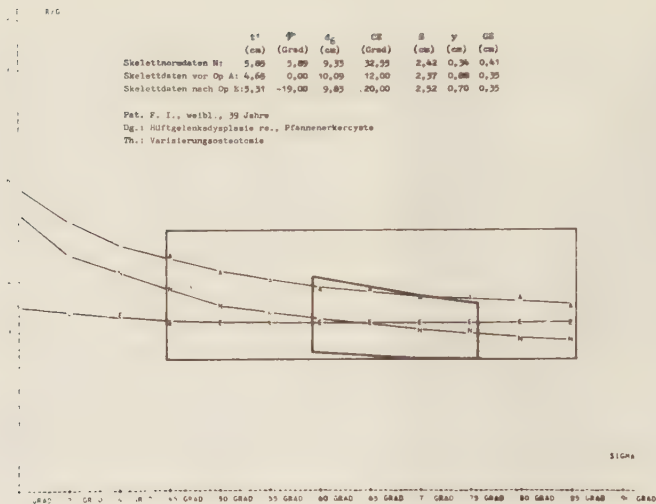


Abb.24c: Pat. F.I.,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

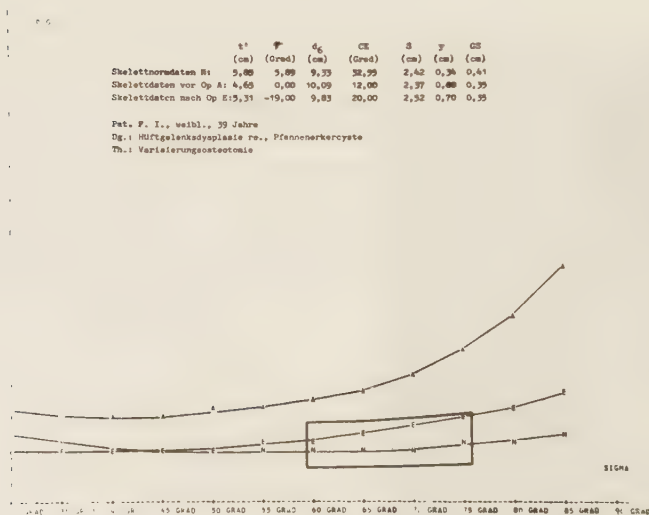


Abb. 24d: Pat. F.I.,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

d) Pat. Sch.A. weiblich, 21 Jahre (Abb. 25a bis 25d)  
Abb. 25a zeigt ein dysplastisches linkes Hüftgelenk mit Coxa valga und ungenügender Kopfüberdachung. Entsprechende Verläufe zeigen die Kurven A für  $R/G_5$  und  $p/G'_5$  (Abb. 25c und 25d). Die durchgeführte Derotationsvarisierungsosteotomie (Abb. 25b) konnte zwar zur biostatistischen Normalisierung führen, wie dies die Kurve E in Abb. 25c zeigt (E liegt innerhalb des P B F), jedoch war durch diese Maßnahme allein eine Sanierung bezüglich des Gelenkdruckes nicht möglich (Abb. 25d);  $p/G_5$  konnte nur außerhalb des P D F ungenügend gesenkt werden. Die Ursache dafür ist darin zu sehen, daß eine eklatante Drucksenkung eben nur mit Verbesserung der Kopfüberdachung, d.h. mit entscheidender Vergrößerung des CE-Winkels bei entsprechend großem Kopfradius möglich ist. Bei der rechnerischen Überprüfung der von uns durchgeführten intertrochanteren Osteotomien ohne pfannenverbessernde Eingriffe fiel uns die ungenügende Erfüllung dieser Bedingung auf, weshalb wir dieses besonders ins Auge stechende Beispiel demonstrieren. Eine entscheidende CE-Winkel-Vergrößerung zur Druckentlastung ist bei schwereren Dysplasien in den meisten Fällen nicht möglich, da der Hüftkopf durch diese Maßnahme allein nur selten tiefer in die Pfanne eintreten und der Kopfmittelpunkt nach medial verlagert werden kann. Dies äußert sich auch in einem großen postoperativen y-Wert. In diesen Fällen kann nur ein pfannenverbessernder Eingriff eine wesentliche Druckentlastung bringen. Wir können also die Biostatik eben nicht über ein gewisses Maß hinaus so verbessern, daß selbst bei kleinem CE-Winkel, also kleiner druckaufnehmender Fläche auch der Druck normalisiert wird.



Abb.25a: Pat. Sch.A., Hüftgelenks-  
dysplasie li..



Abb.25b: Pat. Sch.A., Zust.n. inter-  
trochanterer Derotationsvarisierungs-  
osteotomie.

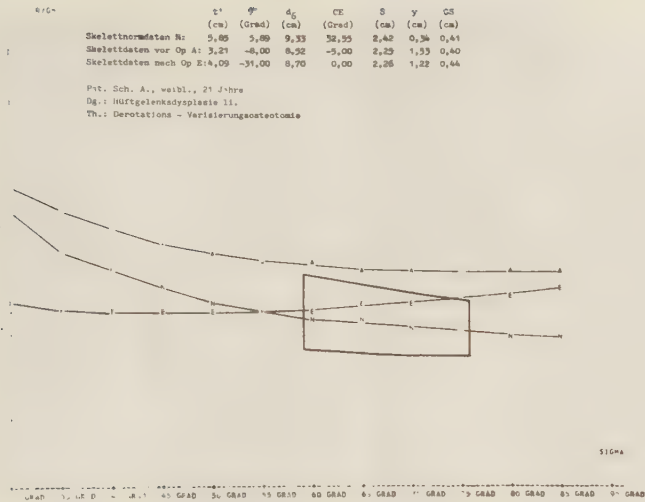


Abb.25c: Pat. Sch.A., R/G<sub>5</sub> als Funktion von  $\sigma$ .

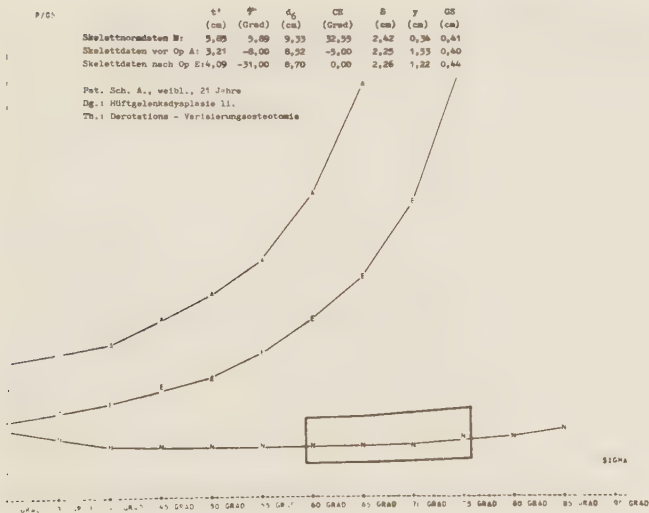


Abb.25d: Pat. Sch.A., p/G<sub>5</sub> als Funktion von  $\sigma$ .

e) Pat. W.R. weiblich, 19 Jahre (Abb. 26a bis 26d)

Abb. 26a zeigt die rechte Hüfte dieser Patientin mit Coxa valga, allerdings bei guter Kopfüberdachung mit großem CE-Winkel bei andererseits relativ kleinem Kopfradius S. Das Belastungsdiagramm (Abb. 26c) ergibt vor der Operation (Kurve A) eine starke Abweichung von der Normkurve N, da die für die Größe des Muskelhebelarmes h relevante geometrische Kenngröße  $t'$  sehr klein bzw. der Winkel  $\psi$  sehr groß ausfällt. Das Diagramm für  $p/G_5$  (Abb. 26 d) ergibt hingegen bereits vor der Operation (Kurve A) fast normale Verhältnisse (großer CE-Winkel von  $27^\circ$ , kleines  $d_6$  von reell 8,47 cm). Daß  $p/G_5$  in diesem Falle nicht der Norm entspricht, liegt an der ungünstigen Biostatik ( $R/G_5$ ), die die Übertragung einer großen Last auf den kleinen Hüftkopf bewirkt. Durch eine Derotationsvarisierungsosteotomie (Abb. 26b) wurde die Belastung normalisiert (Kurve E in Abb. 26c) und damit auch der Druck (Kurve E in Abb. 26d).

f) Pat. K.G. weiblich, 17 Jahre (Abb. 27a bis 27d)

Daß sich durch biostatistische Sanierung eines Hüftgelenks auch die Druckbeanspruchung trotz kleinen CE-Winkels bis zu gewissen Grenzen normalisieren läßt, zeigt folgendes Beispiel: Es besteht eine Coxa valga bei Pfannendachdysplasie rechts (CE-Winkel praeoperativ  $9^\circ$ ) (Abb. 27a). Die Druckerhöhung (Kurve A in Abb. 27d) wird hier nicht nur bedingt durch die schlechte Kopfüberdachung, sondern auch durch die vergrößerte Belastung  $R/G_5$  (Abb. 27c) infolge eines kleinen Muskelhebelarmes h ( $t'$  sehr klein). Durch eine Derotationsvarisierungsosteotomie in Kombination mit einer Trochanterversetzung (Abb. 27b) wurde eine normale Belastung des Hüftgelenkes erzielt (Kurve E in Abb. 27c). Die Operation vergrößerte den CE-Winkel zwar nur auf  $15^\circ$ , wodurch nicht einmal die untere Grenze der Norm erreicht wurde; durch die Sanierung in biostatistischer Hinsicht mit erheblicher Vergrößerung von  $t'$  infolge der Trochanterversetzung reicht hier jedoch bei einem großen Kopfradius dieser relativ kleine CE-Winkel aus, um den Druck bis in das P D F abfallen zu lassen (Abb. 27d)

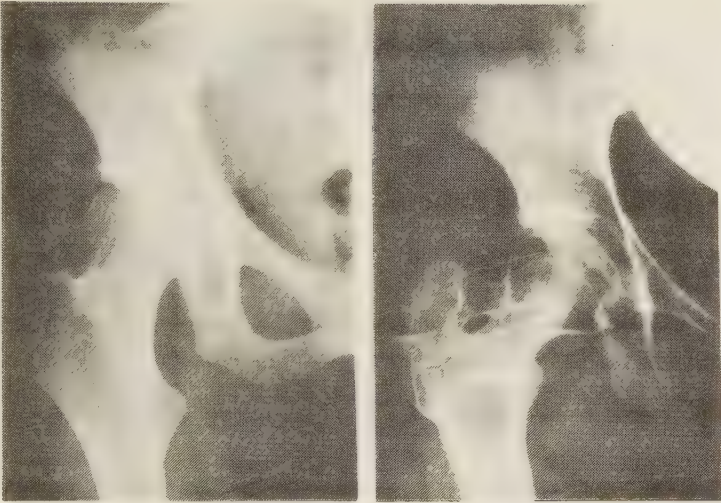


Abb. 26a u. b: Pat. W.R., a: Coxa valga antetorta re. bei guter Kopfüberdachung, b: Zust. n. Derotationsvarisierungsosteotomie.

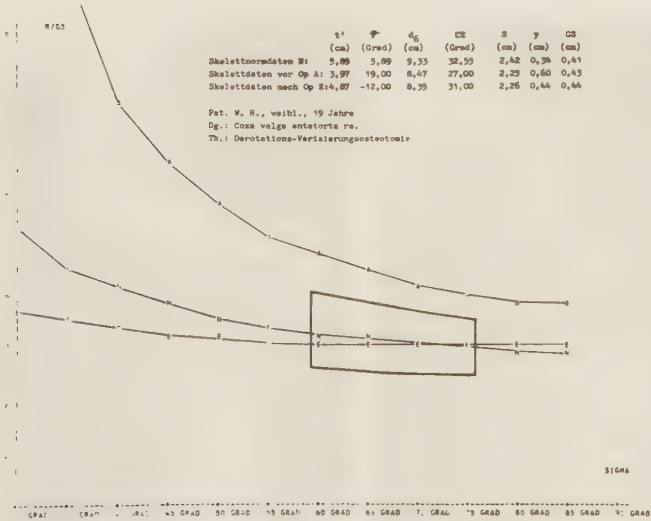


Abb. 26c: Pat. W.R.,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

PFC

|                                            | $\alpha$<br>(ca) | $\varphi$<br>(Grad) | $d_5$<br>(cm) | CE<br>(Grad) | S<br>(cm) | y<br>(cm) | G <sub>5</sub><br>(cm) |
|--------------------------------------------|------------------|---------------------|---------------|--------------|-----------|-----------|------------------------|
| Skelettmerkmale M:                         | 5,40             | 3,80                | 9,33          | 30,55        | 2,42      | 0,30      | 0,47                   |
| Skelettmerkmale vor Op A:                  | 3,97             | 19,00               | 8,47          | 27,00        | 2,25      | 0,60      | 0,43                   |
| Skelettmerkmale nach Op E/G <sub>5</sub> : | -12,00           | 8,35                | 31,00         | 2,26         | 0,44      | 0,44      |                        |

Pat. W. R., weibl., 19 Jahre.

Dg.: Coxa valga antetorta re.

Th.: Derotations-Varisierungsosteotomie

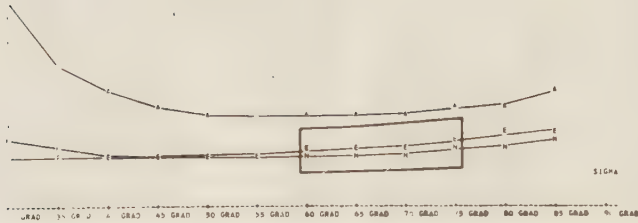


Abb.26d: Pat. W.R.,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .



Abb.27a u. b: Pat. K.G., a: Hüftgelenksdysplasie re., Coxa valga antetorta, b: Zust. n. Derotationsvarisierungsosteotomie und Trochanterverlagerung.

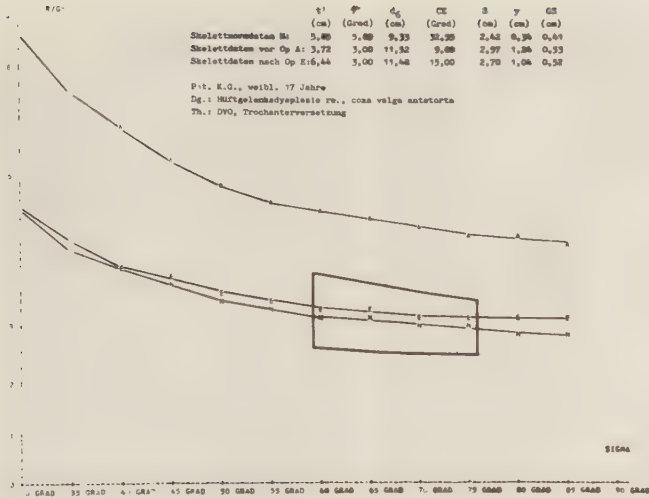


Abb.27c: Pat. K.G., R/G<sub>5</sub> als Funktion von  $\sigma$ .

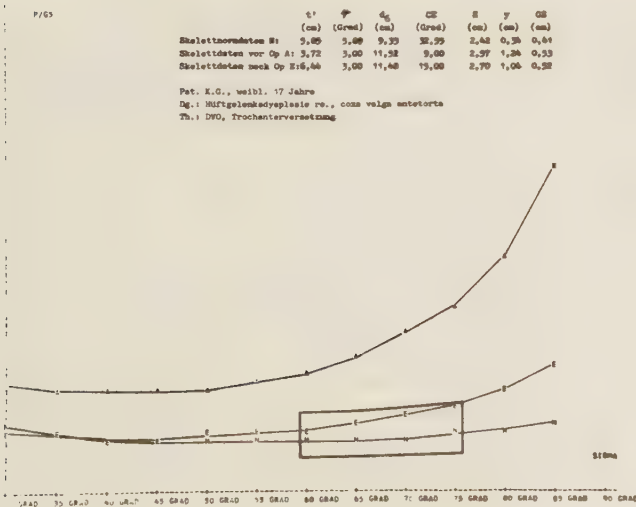


Abb.27d: Pat. K.G., p/G<sub>5</sub> als Funktion von  $\sigma$ .

g) Pat. H.A. weiblich, 19 Jahre (Abb. 28a bis 28d)

Dieses Beispiel stellen wir vor, um den kongruenzverbessernden Effekt mit den damit verbundenen Nachteilen der polyachsischen Osteotomie zu zeigen. Abb. 28a demonstriert den Ausgangsbefund eines in der Frontalprojektion polygonal verformten linken Hüftkopfes, der zudem schlecht überdacht erscheint ( $CE = 7^\circ$ ,  $y_{\text{reell}} = 1,08\text{cm}$ ). Im Belastungsdiagramm (Abb. 28c) liegt die Kurve A praeoperativ bereits im P D F; die durch die polyachsische Osteotomie in Kombination mit einer Trochanterversetzung (Entnahme eines dorsal basierten Osteotomiekeiles von  $60^\circ$  und eines medial basierten von  $15^\circ$ ) entstandene Belastungskurve E fällt mit der Normkurve zusammen. Das postoperative Röntgenbild ergibt eine Verkleinerung des CE-Winkels von ursprünglich  $7^\circ$  auf  $2^\circ$  bei Verbesserung der Gelenkkongruenz (Abb. 28b). Abb. 28d zeigt, daß auch hier eine Drucksenkung nur durch einen pfannenverbessernden Eingriff erreicht werden kann (postoperative Kurve E noch außerhalb des P D F).

h) Pat. T.M. weiblich, 31 Jahre (Abb. 29a bis 29d)

Abb. 29a zeigt das Röntgenbild einer rechtsseitigen Hüftgelenkdysplasie mit Coxa valga subluxans bei negativem CE-Winkel von  $-1^\circ$ . Zur Verbesserung der Biomechanik wurde eine Derotationsvarisierungsosteotomie in Kombination mit einer Beckenosteotomie nach CHIARI vorgenommen (Abb. 29b). Entsprechend den biomechanischen Verhältnissen ist der Kurvenverlauf A vor der Operation in beiden Diagrammen ungünstig (Abb. 29c und Abb. 29d). Die postoperativen Kurven E fallen in das physiologische Belastungs- bzw. Druckfeld. Durch die Operation wurde eine vollständige Kopfüberdachung mit Vergrößerung des CE-Winkels von  $-1^\circ$  auf  $+24^\circ$  erzielt. Es trat durch die Medialisierung des caudalen Beckenfragmentes eine relativ geringe  $d_6$ -Verkleinerung von reell 9,22 cm auf 8,79 cm ein; die Strecke  $t'$  erfuhr eine Vergrößerung von reell 3,44 cm auf 4,70 cm. Auf unsere Einwände bezüglich der originären Knorpelüberdachung durch die "Naturpfanne" sei hier nochmals verwiesen.

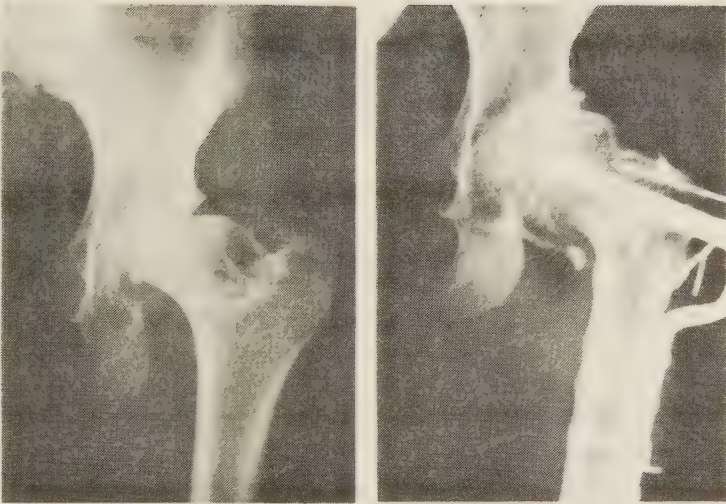


Abb.28a u. b.: Pat. H.A., a: Hüftgelenksdysplasie li., Coxa vara, Trochanterhochstand, b: Zust. n. polyachsicher Osteotomie und Trochanterversetzung.

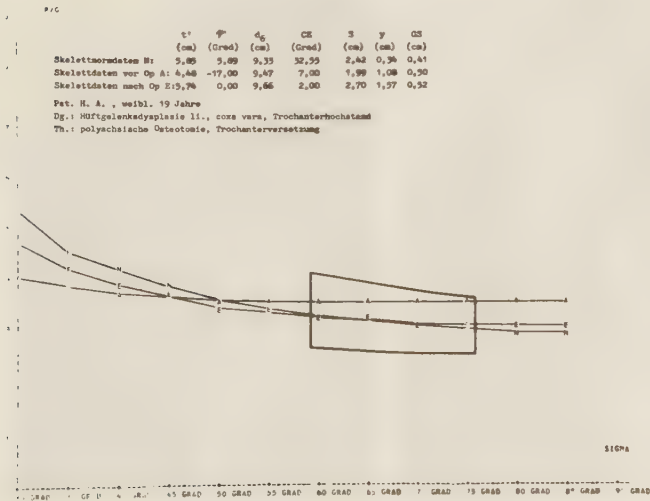


Abb.28c: Pat. H.A.,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

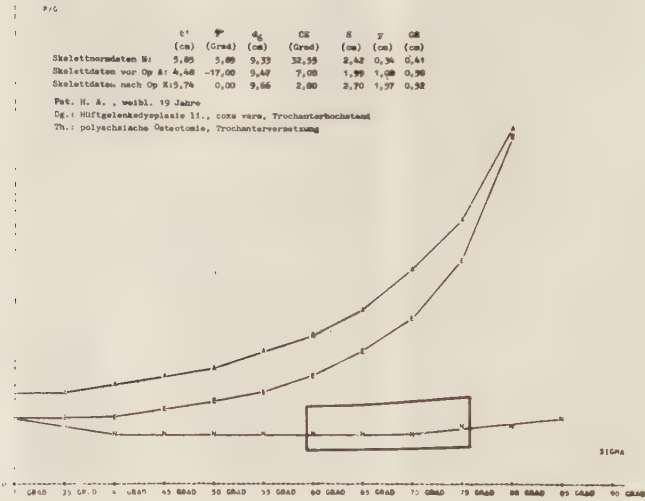


Abb. 28d: Pat. H.A.,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

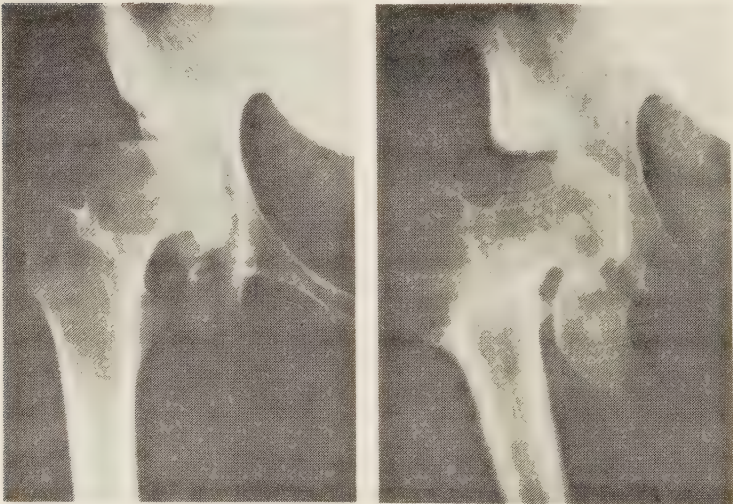


Abb. 29a u. b.: Pat. T.M., a: Hüftgelenkdysplasie re., Coxa valga subluxans, b: Zust.n. Derotationsvarisierungsosteotomie und Beckenosteotomie nach CHIARI.

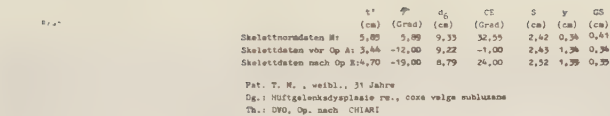


Abb.29c: Pat. T.M.,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

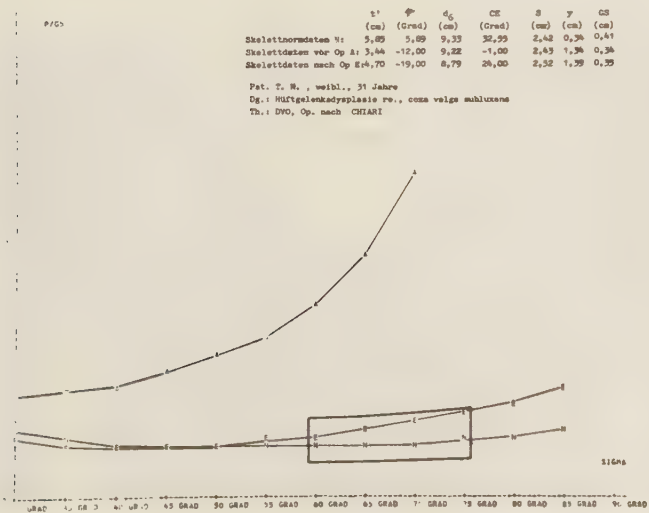


Abb.29d: Pat. T.M.,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

i) Pat. E.I. weiblich, 16 Jahre (Abb. 30a bis 30f)

Im Bereich des linken Hüftgelenkes dieser Patientin bestand eine Pfannendysplasie mit einem CE-Winkel von  $-13^{\circ}$  bei einer coxa vara von  $116^{\circ}$  bei erheblichem Trochanterhochstand (Abb. 30a). Wir führten links eine intertrochantere Derotationsvarisierungsosteotomie in Kombination mit einer Trochanterversetzung und einer Beckenosteotomie nach SALTER durch (Abb. 30b). Das Diagramm für R/G<sub>5</sub> (Abb. 30c) zeigt prae- und postoperativ eine biostatistisch gesunde Hüfte aufgrund eines großen Muskelhebelarmes infolge des Trochanterhochstandes. Andererseits ergibt das Diagramm für p/G<sub>5</sub> (Abb. 30d) durch die operativen Maßnahmen eine deutliche Drucksenkung, wenn auch die Normkurve N bzw. das P D F von der postoperativen Kurve E bei weitem nicht erreicht wird. Der CE-Winkel konnte immerhin von  $-13^{\circ}$  auf  $+12^{\circ}$  erhöht werden. Mit der Trochanterversetzung wurde hier lediglich das Ziel verfolgt, die Vorspannung der insuffizienten Hüftabduktoren zu verbessern. Dieser Fall weist auf die therapeutischen Grenzen der SALTER'schen Operation hin. Bei derselben Patientin lag rechtsseitig (Abb. 30a) eine Hüftgelenksdysplasie mit Coxa valga bei einem CE-Winkel von  $+6^{\circ}$  und einem projizierten CCD-Winkel von  $152^{\circ}$  vor. Abb. 30b zeigt das postoperative Ergebnis nach einer intertrochanteren Derotationsvarisierungsosteotomie und einer sphärischen Pfannenummeißelung nach WAGNER. Der Kurvenverlauf E für R/G<sub>5</sub> (Abb. 30e) ergibt eine biostatistische Optimierung, die postoperative Druckkurve E (Abb. 30f) ein Eintauchen in das P D F ( $d_6$ -Vergrößerung nur 0,59 cm).

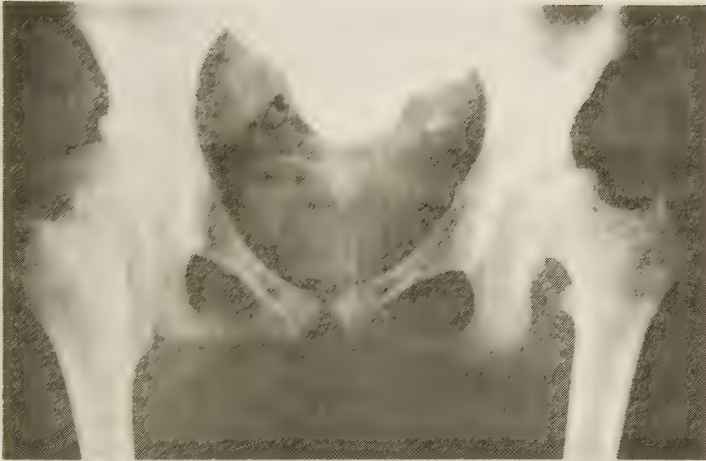


Abb.30a: Pat. E.I., links: Hüftgelenksdysplasie, Coxa vara, Trochanterhochstand, rechts: Hüftgelenksdysplasie, Coxa valga antetorta.



Abb.30b: Pat. E.I., links: Zust. n. Derotationsvarisierungs-  
osteotomie, Beckenosteotomie nach WILKE, Trochanterversetzung,  
rechts: Zust. n. Derotationsvarisierungsosteotomie und sphä-  
rischer Pfannenummeißelung nach WAGNER.

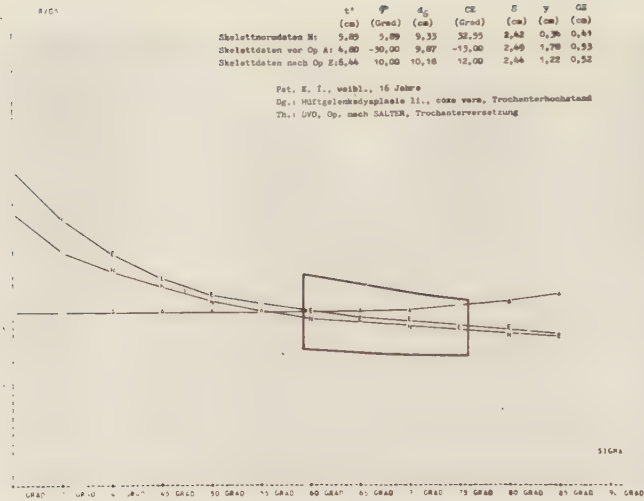


Abb.30c: Pat. E.I., links,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

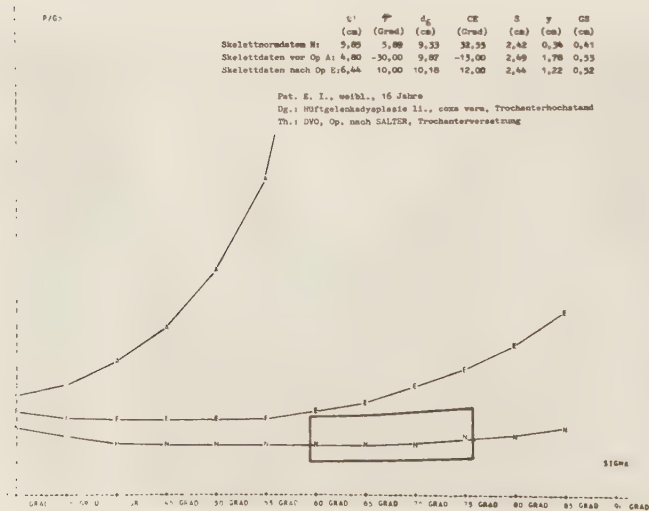


Abb.30d: Pat. E.I., links,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

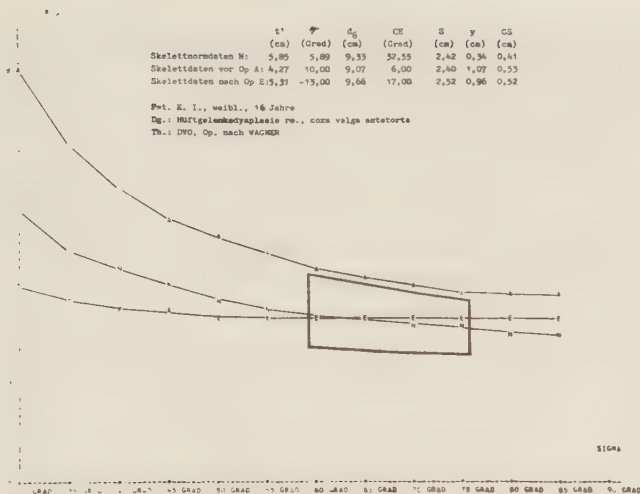


Abb.30e: Pat. E.I., rechts,  $R/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

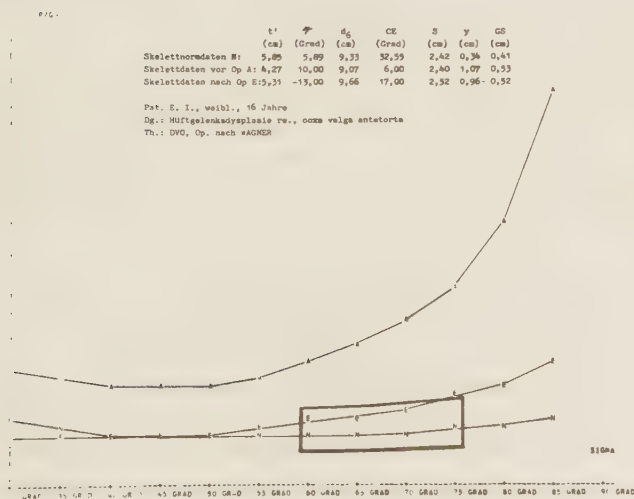


Abb.30f: Pat. E.I., rechts,  $p/G_5$  als Funktion von  $\sigma$ .

L. BIOMECHANISCHE EINORDNUNG DER OPERATIONSMETHODEN ZUR  
BEHANDLUNG DER ERWACHSENENHÜFTDYSPLASIE

Nachdem aus dem Studium an 228 pathologischen Hüftgelenken eine durchaus aussagekräftige Einzelfallanalyse resultierte, lag es nahe, hieraus Ansätze abzuleiten zu dem Versuch, den biomechanischen Effekt der von uns in größerem Umfang angewendeten Operationsverfahren zu überprüfen. Eine umfassende Erörterung der speziellen Indikationen würde den hier gesteckten Rahmen überschreiten.

I. Diskussion aller biomechanisch analysierten Operationen

Die Abbildungen 31a bis 31d zeigen Sammeldiagramme für  $R/G_5$  bzw.  $p/G_5$  vor bzw. nach dem jeweils vorgenommenen Eingriff für alle 208 von uns einer biomechanischen Analyse unterzogenen dysplastischen Hüftgelenke. Im Belastungsdiagramm vor der Operation (Abb. 31a) liegen bei  $\sigma = 70^\circ$  106 Fälle (= 50,9%) im P B F, während sich im Diagramm für  $R/G_5$  nach der Operation (Abb. 31b) bei  $\sigma = 70^\circ$  immerhin 183 Fälle (= 87,9%) innerhalb dieses für gesunde Hüftgelenke reservierten Feldes finden. Im Diagramm für  $p/G_5$  vor der Operation (Abb. 31c) liegen innerhalb des P D F bei  $\sigma = 70^\circ$  nur 6 Fälle (= 2,9%), im Druckdiagramm nach der Operation (Abb. 31d) bei  $\sigma = 70^\circ$  104 (= 50,0%) operierte Hüften.

Dieses Ergebnis ist so zu interpretieren, daß von 208 untersuchten Hüften durch die unterschiedlichsten operativen Maßnahmen bezüglich der Belastung 183 (= 87,9%) und hinsichtlich der Beanspruchung nur 104 (= 50,0%) biomechanisch geheilt werden konnten. Bei der Beurteilung dieses Zahlenmaterials muß allerdings daraufhingewiesen werden, daß im Druckdiagramm nach der Operation (Abb. 31d) eine Häufung der Fälle im ultraphysiologischen Bereich oberhalb der oberen Grenze des P D F beobachtet werden kann.

Im Druckdiagramm vor der Operation (Abb. 31c) erscheinen nur die Fälle bis  $2,4 \times p/G_5$ , d.h. bei  $\sigma = 70^\circ$  sind überhaupt nur 175 Fälle im Diagramm erfaßt; alle übrigen liegen oberhalb dieses Wertes und sind deshalb nicht eingezeichnet. Wir haben den in diesem Diagramm aufgetragenen Maßstab deshalb gewählt, weil wir der Meinung sind, daß eine Druckbe-

$R/H_5$  nach Op.  
(200 dysplastische Hüftgelenke)  
 $H+P$  = physiol. Belastungsbereich nach HILDEBRAND und HILDEBRAND  
 $PBF$  = Physiol. Belastungs-Feld



20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150 160 170 180 190 200

Abb. 31a: Verteilung von 200 Hüftgelenkdysplasien im präoperativen Belastungsdiagramm ( $P/G_5$ ). Ein Großteil der pathologischen Hüften liegt innerhalb des Bereiches  $H+P$ .

$R/H_5$  nach Op.  
(200 dysplastische Hüftgelenke)



20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150 160 170 180 190 200

Abb. 31b: Verteilung von 200 Hüftgelenkdysplasien im postoperativen Belastungsdiagramm ( $R/G_5$ ).

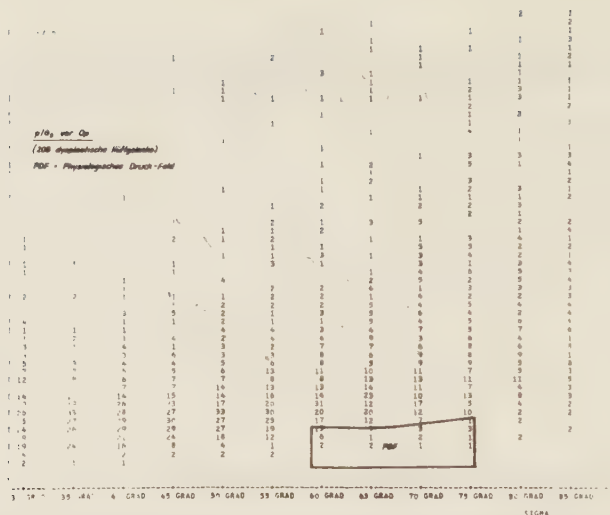


Abb.31c: Verteilung von 208 Hüftgelenksdysplasien im prae-operativen Beanspruchungsdiagramm ( p/G<sub>5</sub> ).

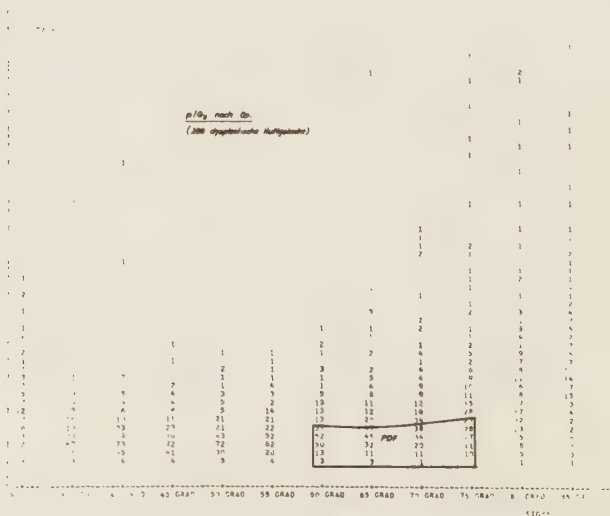


Abb.31d: Verteilung von 208 Hüftgelenksdysplasien im post-operativen Beanspruchungsdiagramm ( p/G<sub>5</sub> ).

rechnung oberhalb dieses Wertes von  $2,4 \times p/G_5$  nicht mehr realistisch ist. Es handelt sich hierbei um Hüftgelenke, bei denen praktisch keine tragende Fläche mehr berücksichtigt werden kann, da sie einen negativen CE-Winkel aufweisen, wie etwa Subluxationen, so daß  $\varphi$  gegen  $0^\circ$  geht. Die Gesamteresultierende  $\underline{R}$  rückt dabei sehr nahe an den Pfannenrand. Nachdem  $\theta$  definiert ist als  $\theta = CE + \varphi$ , erfährt  $\theta$  ebenfalls eine Null-Näherung, weshalb die von uns vorgenommene Gleichverteilung über der tragenden Fläche zur Berechnung des Maximaldruckes als nicht mehr erfüllt angesehen werden kann. Bei diesen Hüftgelenken wird der Gelenkschluß nicht mehr durch eine tragende Fläche bewirkt, sondern nur noch durch die Gelenkkapsel, wodurch unsere Druckberechnung unrealistisch wird. Andererseits sei betont, daß in der Grafik nach welcher auch immer durchgeführten Therapie alle 208 Fälle im Diagramm (Abb. 31d) zu finden sind. Mithin sind bei allen Fällen durch die jeweilige Operation Druckverhältnisse geschaffen worden, die mit unserer Rechenmethode wenigstens erfaßt werden können; hierbei fällt wiederum die Häufung der Fälle im ultraphysiologischen Bereich unmittelbar oberhalb des P D F etwa bis  $p/G_5 = 0,6$  auf, während darüber nur noch Einzelfälle liegen.

## II. Intertrochantere Osteotomie

Wir haben für die von uns biomechanisch analysierten 140 intertrochanteren Osteotomien mit und ohne Trochanterversetzung jedoch ohne Eingriff an der Pfanne in Analogie zu Abb. 31a bis 31d ebenfalls prae- und postoperative Sammel-diagramme für  $R/G_5$  und  $p/G_5$  erstellt, deren Wiedergabe wir uns hier aus Gründen der Raumnot ersparen. Das aus ihnen gewonnene Bild geht aus Tabelle 4 hervor.

Tabelle 4

Biomechanische Analyse von 140 intertrochanteren Osteotomien  
(ohne und mit Trochanterversetzung)

| betrachtet wird $\sigma = 70^\circ$ |                  | Fälle | %      |
|-------------------------------------|------------------|-------|--------|
| $R/G_5$                             | vor Op im P B F  | 58    | 41,4 % |
|                                     | nach Op im P B F | 133   | 95,0 % |
| $p/G_5$                             | vor Op im P D F  | 6     | 4,3 %  |
|                                     | nach Op im P D F | 63    | 45,0 % |

Die vorstehende Tabelle zeigt also, daß von den hier zur Diskussion stehenden 140 Osteotomien am coxalen Femurende postoperativ 95,0% bezüglich der Belastung und 45,0% bezüglich der Beanspruchung saniert waren. Hierbei gilt es zu bedenken, daß 41,4% der Patienten bereits praeoperativ eine normale Belastung aufwiesen; eine biostatistische Analyse allein hätte bei ihnen also die unphysiologische Überbeanspruchung nicht aufgedeckt! Andererseits zeigen postoperativ noch 55,0% der Fälle eine z. T. erhebliche Druckerhöhung, so daß zumindest bei den oberhalb eines ultraphysiologischen Druckbereiches von  $p/G_5 = 0,6$  einzuordnenden Gelenken das Operationsergebnis nach unserer Rechnung als nicht befriedigend angesehen werden kann und bei diesen Fällen eine Praearthrose persistiert. Wir halten dieses Resultat-weil unerwartet-für bemerkenswert.

Tabelle 5 stellt einige für die Beurteilung dieses Operationstyps relevante geometrische Kenngröße gesondert heraus:

Tabelle 5

Geometrische Kenngrößen bei 140 intertrochanteren Osteotomien  
(reeller Mittelwert)

|    | praeoperativ | postoperativ | gesunde Hüfte |
|----|--------------|--------------|---------------|
| t' | 4,42 cm      | 5,49 cm      | 5,85 cm       |
| ψ  | -6,20°       | -12,35°      | +5,89°        |
| CE | +8,56°       | +16,54°      | +32,55°       |
| Y  | +1,33 cm     | +1,14 cm     | +0,34 cm      |

Mithin nähert sich t' dem Wert, den wir für gesunde Hüftgelenke ermittelten, und ψ, das ebenfalls in unsere Lastberechnung eingeht, erreicht relativ hohe negative Winkelgrade; d.h., durch beide Parameter wird die für die Reduzierung der Gesamtergebnisierenden R entscheidende Größe h des Muskelhebels vergrößert, was mit der biostatistischen Heilungsquote von 95,0 % durchaus übereinstimmt.

Dahingegeben erreichen die für die Kopfüberdachung und damit für die Druckberechnung wichtigen Parameter wie der CE-Win-

kel und die Kenngröße  $y$  bei weitem nicht die Werte einer gesunden Hüfte.

Diese Tatsache stimmt auch mit der bei der Durchsicht des Röntgenmaterials dieses Operationstyps getroffenen Feststellung überein, daß hierbei im allgemeinen auch vom Aspekt her zwar günstige Hebelarmverhältnisse geschaffen werden konnten, daß jedoch die Kopfüberdachung in etwa der Hälfte der Fälle auch unter Berücksichtigung des Kopfradius postoperativ ungenügend erschien. Die Folge ist eine weiterhin bestehende Überbeanspruchung in 45,0% der Fälle, ein Umstand, der zusätzlich einen pfannenverbessernden Eingriff erforderlich machen würde. Nur in wenigen Fällen ist durch die intertrochantere Osteotomie eine tiefere Kopfeinstellung mit Vergrößerung des CE-Winkels und Reduzierung von  $y$  möglich gewesen.

### III. Trochanterversetzung

Es sei ein Vergleich zwischen den intertrochanteren Variations-Osteotomien (IVO) ohne (82 Fälle) bzw. mit (33 Fälle) Trochanterversetzung (Troch.-Vers.) gestattet, obwohl die zu vergleichenden Fallzahlen erheblich differieren. Wir haben auch für diese Fälle prae- und postoperative Sammel diagramme angefertigt, deren Ergebnisse aus Tabelle 6 hervorgehen.

Tabelle 6

Biomechanische Analyse von 115 IVO ohne bzw. mit Troch.-Vers.

|                                   | ohne Troch.-Vers.<br>(82 Fälle) |       | mit Troch.-Vers.<br>(33 Fälle) |        |
|-----------------------------------|---------------------------------|-------|--------------------------------|--------|
|                                   | Fälle                           | %     | Fälle                          | %      |
| betrachtet wird $\sigma=70^\circ$ |                                 |       |                                |        |
| vor Op im PBF                     | 30                              | 36,6% | 18                             | 54,5%  |
| R/G <sub>5</sub> nach Op im PBF   | 75                              | 91,5% | 33                             | 100,0% |
| vor Op im PDF                     | 4                               | 4,9%  | 0                              | 0,0%   |
| P/G <sub>5</sub> nach Op im PDF   | 37                              | 45,1% | 18                             | 54,5%  |

Die vorstehende Tabelle zeigt also für die mit einer Trochanterversetzung versorgten Gelenke sowohl für R/G<sub>5</sub> als auch für

p/G<sub>5</sub> ein nur geringgradig günstigeres Operationsresultat als für Fälle ohne diesen Eingriff, obwohl nach den bisherigen klinischen Erfahrungen ein größerer rechnerischer Effekt dieser operativen Maßnahme zu vermuten gewesen wäre. Allerdings führte dieser Eingriff bei allen Hüften zumindest zu einer Normalisierung der Belastung, bei den Variations-Osteotomien ohne Trochanterversetzung nur in 91,5% der Fälle. Daß letztlich bei 44,5% aller IVO mit Trochanterversetzung keine Drucknormalisierung erreicht wurde, liegt wiederum an den die Kopfüberdachung beeinflussenden Parametern (CE, S, y). In den Fällen, in denen diese Kenngrößen maximal pathologisch ausfallen, lassen sich, dies lehrt ja auch die klinische Erfahrung, selbst durch eine optimale Entlastung keine normalen Druckverhältnisse herstellen. Andererseits fanden wir zahlreiche Fälle mit mäßig schlechter Kopfüberdachung, bei denen durch die "entlastende" Operation (IVO mit bzw. ohne Troch.-Vers.) ohne Vergrößerung des CE-Winkels R/G<sub>5</sub> derart gesenkt werden konnte, daß die Normkurve z.T. erheblich unterschritten wurde, woraus eine Drucknormalisierung resultierte. In der Klärung derartiger Fragen, deren Beantwortung bei der Operationsplanung allein vom Röntgenbefund her ohne Messung der geometrischen Kenngrößen und ohne Rechnung unmöglich erscheint, sehen wir einen wesentlichen Aspekt bei der klinischen Anwendung unserer Rechenmethode. Die Variationsmöglichkeiten der sich gegenseitig beeinflussenden Parameter sind derart groß, daß es uns angeraten erscheint, die simulatorische praeoperative Rechnung (siehe Kapitel M) natürlich in Kombination mit der klinischen Beurteilung der Kongruenzverhältnisse als Hilfsmittel bei der Indikationsstellung heranzuziehen.

#### IV. Reiner pfannenverbessernder Eingriff

Die Sammeldiagramme für 14 reine pfannenverbessernde Eingriffe (12 Op. nach CHIARI, 1 Op. nach SALTER, 1 Op. nach WAGNER) seien hier nur der Vollständigkeit halber erwähnt. Der aus den Grafiken zu entnehmende Trend läßt sich folgendermaßen interpretieren: besteht praeoperativ eine normale

Belastung, so läßt sich das Hüftgelenk ohne zusätzliche Osteotomie am coxalen Femurende biomechanisch ausheilen.

#### V. Beckenosteotomie nach CHIARI - Pfannenosteotomie nach WAGNER

Abschließend sei noch eine Gegenüberstellung der von uns rechnerisch analysierten 49 Beckenosteotomien nach CHIARI (mit oder ohne intertrochantere Osteotomie bzw. Trochanterversetzung) und der 10 sphärischen Pfannenummeißelungen nach WAGNER (wiederum mit bzw. ohne Eingriff am coxalen Femurende) gestattet, die zumindest bei Grenzindikationen eine gewisse konkurrierende Stellung zu einander einnehmen. Wir sind uns selbstverständlich darüber im Klaren, daß jedem dieser Eingriffe eine völlig unterschiedliche Operationsindikation zuzuordnen ist. Bei der Interpretation der Rechenergebnisse beschränken wir uns ohne tabellarische Angaben auf einige Details. Die Sammeldiagramme für die Operation nach CHIARI ergeben, daß postoperativ in der Druckgrafik bei  $\sigma = 70^{\circ}$  34 Fälle (= 69,4%) in das P D F zu liegen kommen, während nach der Operation nach WAGNER nur 3 Kurven (= 30,0%) durch das P D F laufen. Andererseits sei erwähnt, daß bezüglich der postoperativen Biostatik nach der Operation nach CHIARI die Belastungskurven von 40 Patienten (= 81,6%), nach der sphärischen Pfannenummeißelung die von 7 Patienten (= 70%) durch das P B F laufen. Es sei hier ausdrücklich hervorgehoben, für wie wenig repräsentativ wir das hier angegebene Material der sphärischen Pfannenummeißelungen wegen der kleinen Fallzahl halten; des weiteren muß betont werden, daß es sich bei den hier aufgeführten sphärischen Pfannenummeißelungen um die erste Behandlungsserie handelt, bevor dieses Verfahren bei uns zur Standardoperation wurde. Schließlich sei an die besseren technischen Möglichkeiten bei der Operation nach CHIARI erinnert, je nach Medialisierung des caudalen Beckenfragmentes relativ große scheinbare CE-Winkel erzielen zu können. In Tabelle 7 sind einige die Effizienz der pfannenverbessernden Eingriffe ( CHIARI und WAGNER) bestimmenden Kenngrößen dargestellt.

Tabelle 7

Geometrische Kenngrößen bei Op. nach CHIARI ( 49 Fälle )  
bzw. WAGNER ( 10 Fälle ) ( reelle Mittelwerte)

|       | praeoperativ |         | postoperativ |         | gesunde Hüfte |
|-------|--------------|---------|--------------|---------|---------------|
|       | CHIARI       | WAGNER  | CHIARI       | WAGNER  |               |
| $d_6$ | 10,50cm      | 10,53cm | 9,95cm       | 10,86cm | 9,33cm        |
| CE    | -4,90°       | -1,70°  | +27,16°      | +18,40° | +32,55°       |
| y     | 1,71cm       | 1,61cm  | 1,58cm       | 1,21cm  | 0,34cm        |

Wider Erwarten schlägt sich die Wirkung der lastarmverringern-  
den Medialisierung des caudalen Beckenfragmentes bei der Ope-  
ration nach CHIARI im Mittelwert von  $d_6$  nur gering nieder,  
nämlich um nur 0,55 cm; wir erklären uns dieses Resultat da-  
mit, daß bei dieser Operation die Unterstellung des Kopfes  
nicht nur erzielt wird durch eine Medialisierung des cauda-  
len, sondern auch durch Lateralisierung des cranialen Becken-  
fragmentes mit einer Scharnierbewegung im Ileosacralgelenk,  
so daß der lastarmverringernde Effekt gering ist. Ähnlich  
erstaunlich ist die nur minimale Vergrößerung des Lastarmes  
 $d_6$  bei der sphärischen Pfannenummeißelung von nur 0,33 cm.  
Mit Vorbehalt (kleine Fallzahl) können diese geringen Ver-  
änderungen von  $d_6$  also als für die Biostatik unbedeutend an-  
gesehen werden, zumal diese Werte sicher in der Größenordnung  
des in die Röntgenmessung eingehenden Meßfehlers liegen.  
Der operativ bei der Beckenosteotomie nach CHIARI geschaffene  
"scheinbare" CE-Winkel von durchschnittlich 27,16° nähert  
sich deutlich dem Normwert von 32,55°, während er mit 18,40°  
bei der sphärischen Pfannenummeißelung noch unterhalb der  
unteren Normgrenze von 20° liegt. Andererseits ergibt sich  
hinsichtlich der als ein Maß für die Kopfüberdachung gelten-  
den Strecke y bei beiden diskutierten Operationsverfahren  
keine Normalisierung des Wertes, wobei allerdings die Pfan-  
nenosteotomie nach WAGNER einen günstigeren Mittelwert von  
1,21 cm erreicht. (Mittelwert beim Gesunden 0,34 cm). Zu er-  
wähnen wäre, daß in unserer Messung bei der CHIARI-Operation  
die Winkelhalbierende EW auch postoperativ durch den "Erker"

der "Naturpfanne" läuft, wodurch bei der Tragflächenberechnung berücksichtigt werden soll, daß die neugeschaffene Pfanne ja nur cranial und zumindest anfangs noch nicht dorsal oder ventral trägt.

Mit den vorangegangenen Erörterungen wurde nicht beabsichtigt, eine abschließende Wertung der einzelnen Operationsverfahren vorzunehmen; hierfür ist das uns vorliegende Zahlenmaterial der untersuchten Hüften noch zu klein. Vielmehr wollten wir einige Gesichtspunkte herausarbeiten, die in Zukunft nach weiterer Verbesserung unserer Rechenmethode bei der Stellung der Operationsindikation eine Rolle spielen könnten.

## M. BIOMECHANISCH FUNDIERTE OPERATIONSPLANUNG

Wie eingangs von uns gefordert, sind wir aufgrund unserer Rechenmethode in der Lage, einen bei einem hüftkranken Individuum notwendigen Eingriff durch Simulation der verschiedenartigsten Operationsmethoden rechnerisch vorzuplanen. Es gelingt dies durch entsprechende Anordnung von zerlegbaren Röntgenpausen eines zu operierenden Hüftgelenkes auf einem Meßtisch. Nach Simulation der Operation werden die in unsere Rechnung eingehenden Kenngrößen bestimmt.

Dabei müssen, wie in Kapitel K und L diskutiert, folgende, mit einer Variation der geometrischen Kenngrößen einhergehenden Änderungen der Belastung bzw. der Beanspruchung Berücksichtigung finden.

Aufgrund der Komplexität der zur Rechnung gebildeten Formeln (Winkelfunktionen etc.) bewirkt die aequidistante Änderung der geometrischen Kenngrößen in keinem Fall eine lineare Änderung für  $R/G_5$  und  $p/G_5$ , weshalb wir uns im Folgenden auf die beim Studium der Einzelfälle gewonnenen Erfahrungen stützen müssen. Aus den im Einzelfall errechneten Werten für die Belastung bzw. Beanspruchung läßt sich der Effekt einer im Rahmen der Operationsplanung vorgenommenen Änderung eines oder mehrerer Parameter in Abhängigkeit von  $\sigma$  von Fall zu Fall bestimmen und prozentual ausdrücken. Eine Veränderung der Belastung hat naturgemäß eine entsprechende prozentuale Änderung des Druckes zur Folge, wenn die Größen CE, S, y und GS gleichbleiben.

### I. Änderung der Belastung durch Variation von $t'$ , $\psi$ und $d_6$

#### a) Belastungssteigerung durch:

- Verkleinerung von  $t'$
- Vergrößerung von  $\psi$  zu positiven Winkelbereichen
- Kombinierte Verkleinerung von  $t'$  und Vergrößerung von  $\psi$  zu positiven Winkelbereichen
- Vergrößerung von  $d_6$

b) Belastungssenkung durch:

- Vergrößerung von  $t'$
- Verkleinerung von  $\psi$  zu negativen Winkelbereichen
- Kombinierte Vergrößerung von  $t'$  und Vergrößerung von  $\psi$  zu positiven Winkelbereichen
- Verkleinerung von  $d_6$

Die Abbildungen 32, 33 und 34 verdeutlichen den Änderungseffekt der genannten Kenngrößen im Belastungsdiagramm; die Änderungen des Druckes sind entsprechend hoch.

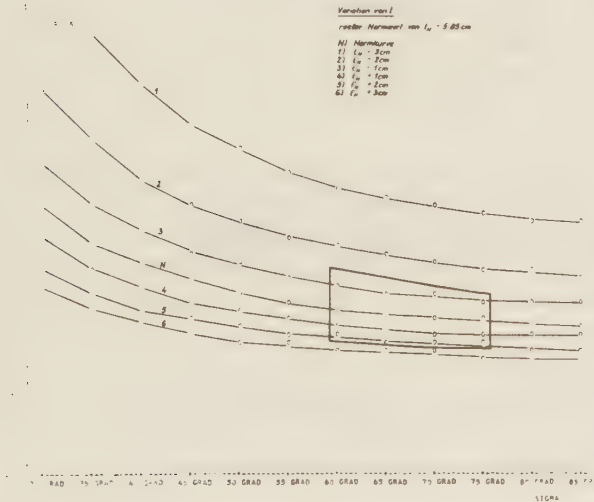


Abb.32: Variation von  $t'$  im Belastungsdiagramm.

$t'$  (Abb. 32):

Ausgehend von einer Normhüfte (Kurve N) mit dem Normwert  $t'$  reell = 5,85 cm bewirkt z.B. eine Verkleinerung dieses Parameters um reell 3,0 cm (Kurve 1) eine Erhöhung von  $R/G_5$  und  $p/G_5$

um 72,4 % und eine Verkleinerung um 1,0 cm (Kurve 3) eine Erhöhung um 14,3%, während Vergrößerungen von  $t'$  reell um 1,0 cm (Kurve 4) bzw. 3,0 cm (Kurve 6)  $R/G_5$  und  $p/G_5$  um 9,4% bzw. 23,0% reduzieren. Man kann also bis zu gewissen Grenzen durch  $t'$ -Vergrößerung die Belastung so stark verringern, daß das P B F unterschritten und dadurch  $p/G_5$  z.B. trotz mäßig großen CE-Winkels normalisiert wird.  $t'$  läßt sich jedoch nicht beliebig vergrößern.

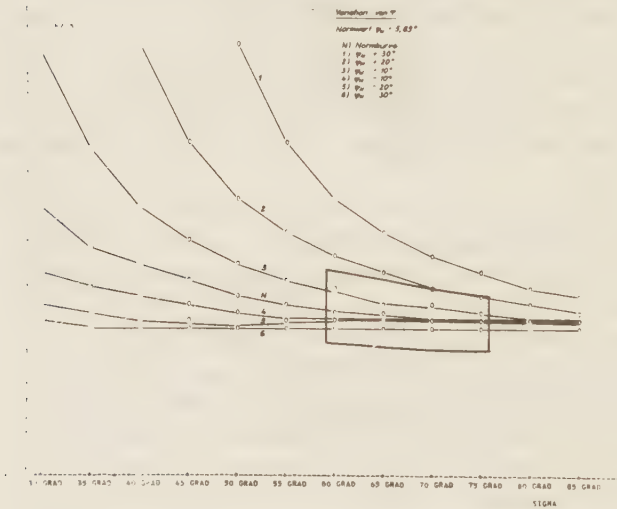


Abb.33: Variation von  $\psi$  im Belastungsdiagramm.

$\psi$  (Abb. 33):

Eine Änderung von  $\psi$  von normal  $5,89^\circ$  (Kurve N) auf  $35,89^\circ$ , also um  $+30^\circ$  (Kurve 1) bewirkt eine Erhöhung der Belastung und Beanspruchung um 41,6%, eine Erhöhung von  $\psi$  um  $10^\circ$  (Kurve 3) nur um 7,5%, während eine Verkleinerung von  $\psi$  z.B. um  $10^\circ$  also auf  $-4,11^\circ$  (Kurve 4) bzw. um  $30^\circ$  auf  $-24,11^\circ$  (Kurve 6) eine Entlastung von 4,2 % bzw. 6,8 % in Kombination

mit einer entsprechenden Druckreduzierung bringt.

Daraus ergibt sich, daß eine mit der Variation von  $\psi$  bei konstantem  $t'$  einhergehende Änderung des CCD-Winkels einen nur geringen belastungssenkenden Effekt bei Varisierung eines im Normbereich liegenden CCD-Winkels aufweist. Dies wird auch von HAMACHER bestätigt. Je nach dem Grad einer Coxa valga hingegen kommt es in Abhängigkeit vom Varisierungskeil zu einer Gelenkentlastung bis in das P B F hinein. Der entlastende Effekt einer Varisierung im Coxa-vara Bereich ist naturgemäß minimal, nachdem die Belastungskurve ohnehin im P B F liegt und selbst durch relativ große Änderungen von  $\psi$  in ihrem Verlauf kaum beeinflusst wird. Es kann jedoch bei extremen  $\psi$ -Werten auch die untere Grenze des P B F unterschritten werden, was selbstverständlich wie alle Belastungsveränderungen Auswirkungen auf die Druckbeanspruchung des Gelenkes hat.

Der belastungssenkenden Verkleinerung von  $\psi$  sind Grenzen gesetzt in Form des damit verbundenen Trochanterhochstandes mit der daraus resultierenden Insuffizienz der Hüftabduktoren und dem gangphasenabhängigen Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite hin, wodurch  $\sigma$  kleiner wird und damit wiederum entsprechend dem Verlauf von  $R/G_5$  bei kleinen  $\sigma$ -Werten (siehe z.B. Abb. 21a) eine belastungssteigernde Wirkung eintritt. Andererseits bewirkt eine Muskelinsuffizienz bei Trochanterhochstand durch das Absinken des Beckens zur Schwungbeinseite eine geringe Verkleinerung von  $d_6$ , wodurch dieser belastungssteigernde Effekt zum Teil wieder reduziert wird.

$d_6$  (Abb. 34):

Bei der Kenngröße  $d_6$  handelt es sich um den einzigen Parameter, der bei aequidistanter Änderung eine annähernd lineare Änderung von  $R/G_5$  und  $p/G_5$  liefert. Eine Medialisierung bzw. Lateralisierung des Kopfmittelpunktes um jeweils reell 1,0 cm (Kurve 4 bzw. 3), das entspricht etwa 11% von  $d_6$  reell = 9,33 cm, reduziert bzw. erhöht  $R/G_5$  und damit  $p/G_5$  um ca. 7,5%. Dieser Wert liegt also noch unter dem von CHIARI und HAMACHER angegebenen, die fanden, daß eine Änderung des Lastarmes von 10% eine 10%-ige Belastungsänderung bedinge.

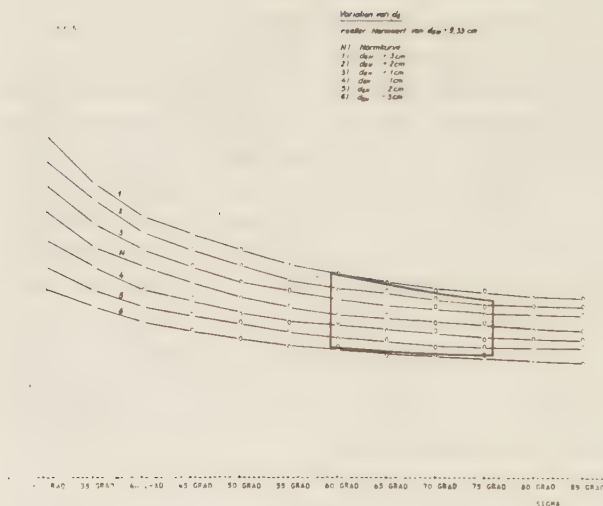


Abb.34: Variation von  $d_6$  im Belastungsdiagramm.

Der entlastende Effekt der Medialisierung des caudalen Beckenfragmentes bei der Osteotomie nach CHIARI liegt also nach unseren Berechnungen unter 4 % (etwa 3,8 %), nachdem die von uns ermittelte Änderung von  $d_6$  bei diesem Eingriff durchschnittlich nur 0,55 cm beträgt. Wir können also die von CHIARI geäußerte Feststellung nicht bestätigen, daß der Medialisierungseffekt bei der von ihm inaugurierten Operationsmethode im Durchschnitt 2,0 cm bis 3,0 cm betrage.

Vielmehr halten wir den biomechanischen Effekt der Medialisierung für geringer, da wie auf Seite 98 ausführlich dargelegt, die Kopfüberdachung u.E. zum Teil auch durch eine Lateralisierung des kranialen Beckenfragmentes unter scharnierartigem Aufklappen im Ileosacralgelenk zustandekommt. Welche Bedeutung der verbesserten Kopfüberdachung nach diesem Eingriff zukommt, unterliegt selbstverständlich keinem Zweifel.

Umgekehrt bewirkt die Lateralisierung des Kopfmittelpunktes bei

der Pfannenosteotomie nach WAGNER nur eine minimale Belastungserhöhung von ca. 2,5%, da die von uns gefundene Vergrößerung von  $d_6$  (bei allerdings nur 10 Fällen) im Mittel lediglich 0,33cm ausmacht.

Über diesen Effekt bei der Beckenosteotomie nach SALTER können wir wegen der kleinen Fallzahl keine Aussage treffen, jedoch ist anzunehmen, daß er in ähnlicher Größenordnung liegt wie bei der Operation nach CHIARI bzw. nach WAGNER.

Bei der Indikationsstellung zur Varisierungsteotomie und / oder zum pfannenverbessernden Eingriff wäre also im Einzelfall je nach Belastungsdiagramm selbstverständlich in Abhängigkeit von der Kopfüberdachung zu diskutieren, ob der entlastende Effekt einer Varisierungsteotomie bei Coxa valga unter Gewinn einer tieferen Zentrierung des Kopfmittelpunktes genügt, oder ob andererseits ein wegen Ausbleiben des letztgenannten Effektes notwendiger pfannenverbessernder Eingriff durch  $d_6$ -Verkleinerung bereits zu einer ausreichenden Entlastung führt. Im letzteren Falle würde demnach eine zusätzliche Varisierung ausscheiden.

Daß andererseits 95,0% der von uns analysierten 140 intertrochanteren Osteotomien postoperativ biostatistisch geheilt sind, ist zurückzuführen auf die Tatsache, daß sich  $t'$  postoperativ mit durchschnittlich 5,49 cm dem Wert einer gesunden Hüfte von  $t' = 5,85$  cm beachtlich genähert hat (siehe Tabelle 5) und  $\psi$  postoperativ ein relativ hohes negatives Winkelmaß von  $-12,35^\circ$  erreicht hat. Diese biostatistische Heilungsquote macht selbstverständlich noch keine Aussage möglich bezüglich einer Drucknormalisierung;  $p/G_5$  ändert sich lediglich der prozentualen Veränderung von  $R/G_5$  entsprechend.

Es drängt sich nun die Frage auf, inwieweit sich der belastungssenkende Effekt der  $t'$ -Vergrößerung und die belastungssteigernde Wirkung der  $\psi$ -Vergrößerung zu positiven Winkelbereichen gegenseitig beeinflussen bzw. aufheben. Wir haben diese Kombination, die den konkreten Fall der Trochanterversetzung anspricht auf Seite 101 unter b), also belastungssenkend eingeordnet; dies

trifft jedoch nur unter bestimmten Bedingungen zu:

Abb. 35 gibt das Belastungsdiagramm einer unserer Patientinnen mit symptomatischer Coxa vara, also eines coxalen Femur-endes mit regelrechtem CCD-Winkel bei Trochanterhochstand wieder (Kurve 1). Die Kurve 1 liegt deutlich oberhalb der Normkurve außerhalb des P B F, da  $\psi$  mit  $-24^\circ$  zwar stark negativ, aber  $t'$  mit 3,42 cm erheblich unter dem Normwert von reell 5,85 cm liegt. Durch simulatorische Vergrößerung von  $t'$  von 3,42 cm auf 7,48 cm, eine Effekt, der ja bei der Trochanterversetzung beabsichtigt wird, kommt bei theoretisch konstantem  $\psi$  das Kurvenbild 2 zustande; die Belastungskurve unterläuft sogar das P B F. Wird nun auch die im Rahmen der Trochanterversetzung zu Buche schlagende  $\psi$ -Veränderung von  $-24^\circ$  auf  $+30^\circ$  mit in die Rechnung eingebracht, so verringert sich der entlastende Effekt wiederum entsprechend der Kurve 3. Daraus läßt sich für künftige Operationsplanungen schließen:

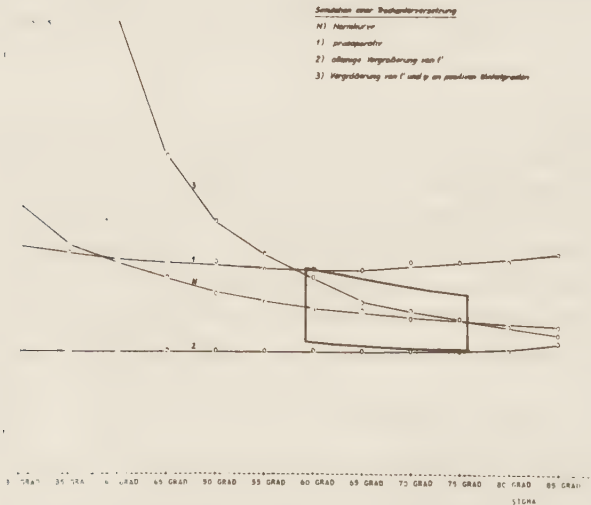


Abb.35: Simulation einer Trochanterversetzung im Belastungsdiagramm.

1. Eine Trochanterversetzung wirkt nur belastungssenkend  
- wenn durch sie eine entsprechende  $t'$ -Vergrößerung erzielt wird,  
- wenn durch sie  $\psi$  nicht so groß wird, daß sich die entlastende Wirkung der  $t'$ -Vergrößerung und der belastungssteigernde Effekt der  $\psi$ -Vergrößerung gegenseitig aufheben; das heißt, von einer übermäßigen Caudalisierung des Trochanters ist abzusehen.
2. Eine Trochanterversetzung bleibt ohne Effekt, wenn der virtuelle Muskelansatzpunkt T lediglich auf der Verlängerung der Muskelresultierenden  $\underline{M}$  entlangwandert; in diesem Falle ist die  $t'$ -Vergrößerung ungenügend.
3. Eine Trochanterversetzung führt schließlich zur Belastungssteigerung, wenn die durch eine zu große Caudalisierung des Trochanters eintretende belastungssteigernde  $\psi$ -Vergrößerung den belastungssenkenden Effekt der  $t'$ -Vergrößerung übersteigt.
4. Der biomechanische Effekt einer Trochanterversetzung liegt also immer unter dem einer isolierten  $t'$ -Vergrößerung.

## II. Änderung der Beanspruchung durch Variation von CE, S und y.

Bei der Diskussion der Druckverhältnisse im Rahmen unserer Operationsplanungen ist eine alternative Beurteilung der Parameter, wie uns dies bei der Belastung erforderlich erschien, nicht möglich. Der Grund hierfür liegt darin, daß die die Fläche und damit den Gelenkdruck beeinflussenden Kenngrößen eng miteinander verknüpft sind.

Abbildung 36 zeigt Kurvenverläufe für  $p/G_5$ , die ausgehend von einer gesunden Hüfte (Kurve N) mit einem Norm-CE-Winkel von  $32,55^\circ$  durch Änderungen des CE-Winkels entstanden sind. Bei Verkleinerung des CE-Winkels um  $20^\circ$  bzw.  $10^\circ$  (Kurve 1 und 2) treten Vergrößerungen des Druckes um 75% bzw. 25% auf, während Vergrößerungen des CE-Winkels um  $10^\circ$  bzw.  $20^\circ$  (Kurve 3 und 4) erwartungsgemäß nur eine Druckminderung um 10% bzw. 20% bedingen.

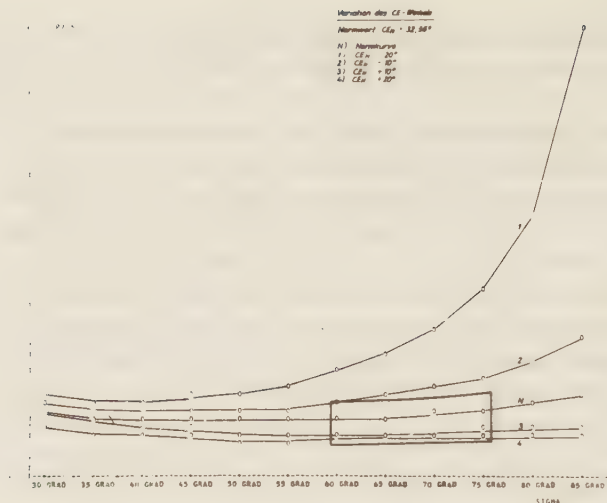


Abb.36: Variation von CE im Beanspruchungsdiagramm.

Wie wir in Kapitel I (Skelettnormdaten) zeigen konnten, bewirkt beim gesunden Hüftgelenk die Kombination eines großen Kopfradius mit einem an der unteren Grenze zum krankhaften gelegenen CE-Winkel von beispielsweise  $20^\circ$  einen normalen Gelenkdruck (siehe Abb. 19). Andererseits bedingen diese beiden Parameter (großes S, kleiner CE-Winkel) entsprechend unserer Definition einen großen Wert für y. Alle drei Kenngrößen stellen also ein Maß für die in unserer Rechnung berücksichtigte Fläche dar und nehmen demzufolge Einfluß auf die Druckbeanspruchung. In Analogie zur gesunden Hüfte führt auch beim dysplastischen Hüftgelenk ein kleiner CE-Winkel bei kleinem Kopfradius zu einer stärkeren Drucksteigerung als ein kleiner CE-Winkel in Kombination mit einem großen Kopfradius. In letzterem Falle müssen wir therapeutisch also bestrebt sein, einen CE-Winkel zu schaffen, der in etwa unserem Normwert von  $32,55^\circ$  zustrebt, während es in ersterem Falle im allgemeinen genügt, den unteren CE-Winkelbereich von etwa  $20^\circ$  zu erreichen; dies wäre ein

Hinweis auf das bei der sphärischen Pfannenummeißelung oder bei der Beckenosteotomie nach SALTER anzustrebende Operationsziel, zumal - wie dargestellt wurde - diesen beiden Verfahren bezüglich der CE-Winkelnormalisierung Grenzen gesetzt sind.

Bei kleinem Kopfradius sollte man sich abhängig vom CE-Winkelverbessernden Effekt von Korrekturmaßnahmen am coxalen Femurende eher zu einem pfannenverbessernden Eingriff entschließen als bei großem S.

Unter den 55,0% der intertrochanteren Osteotomien (Kapitel L II), bei denen postoperativ keine Drucknormalisierung erreicht wurde und demnach vom biomechanischen Standpunkt aus gesehen eine Präarthrose persistiert, war die überwiegende Mehrzahl mit einem kleinen Kopfradius behaftet (siehe Fall d der Kasuistik). Die Kombination dieses kleinen Kopfradius mit einem postoperativen mittleren CE-Winkel von  $16,54^{\circ}$  (Tabelle 5) konnte naturgemäß nicht zur Drucknormalisierung führen, während Fälle mit Kombination eines großen Kopfradius mit einer diesem CE-Winkel von  $16,54^{\circ}$  entsprechenden Kopfüberdachung eine zumindest im ultra-physiologischen Bereich, unmittelbar oberhalb des P D F gelegene Druckbeanspruchung ergaben.

Desweiteren beobachteten wir bei polyachsischen Osteotomien, bei denen ein zusätzlicher pfannenverbessernder Eingriff unterblieben war, postoperativ keine entscheidende Drucksenkung (siehe Fall g der Kasuistik) oder gar eine Drucksteigerung. Dies war zurückzuführen entweder auf eine virtuelle Kopfradiusvergrößerung mit Vergrößerung von  $\gamma$  und Verkleinerung des CE-Winkels oder aber auf eine virtuelle Verkleinerung des Kopfradius ohne konsekutive tiefere Zentrierung des Kopfes, wodurch zwar eine Kongruenzverbesserung erzielt wurde, nicht aber eine Veränderung des CE-Winkels oder der Größe  $\gamma$ . Auch in diesen Fällen kann nur ein pfannenverbessernder Eingriff eine Drucknormalisierung herbeiführen.

Wenn der CE-Winkel vergrößert werden kann, verkleinert sich

definitionsgemäß auch der Betrag von  $y$  bei tieferer Kopfeinstellung im Rahmen der intertrochanteren Osteotomie, der Operation nach WAGNER und der nach SALTER.

Bei der Osteotomie nach CHIARI rechnen wir mit konstantem  $y$ , womit berücksichtigt werden soll, daß einem dorsalen und ventralen Anteil des neugebildeten Pfannendaches zumindest unmittelbar postoperativ keine Tragfähigkeit zuzuschreiben ist.

Gelenkdrucksenkungen werden also erzielt durch :

1. eine Verbesserung der Biostatik, allerdings nur prozentual; ob diese biostatistische Veränderung ausreicht, um eine Drucknormalisierung herbeizuführen, hängt von  $CE$ ,  $S$  und  $y$  ab,
2. eine Vergrößerung des  $CE$ -Winkels und Verkleinerung der Strecken  $y$ . Ob die erreichbare Veränderung dieser Größen zur Drucknormalisierung führen kann, hängt ab von der Größe des Kopfradius.

Wollte man unter Hinzuziehung unserer Belastungs- bzw. Druckdiagramme etwas vereinfachend generelle Regeln bezüglich der Indikationsstellung für operative Maßnahmen am dysplastischen Hüftgelenk aufstellen, so ergäben sich folgende Gesichtspunkte:

1. Bei erhöhtem  $R/G_5$  und normalem  $p/G_5$ :

Korrekturosteotomie am coxalen Femurende.

2. Bei erhöhtem  $R/G_5$  und erhöhtem  $p/G_5$ :

Korrekturosteotomie am coxalen Femurende und pfannenverbessernder Eingriff (Ausnahme BO nach CHIARI, siehe Kapitel M I).

3. Bei normalem  $R/G_5$  und erhöhtem  $p/G_5$  :

Pfannenverbessernder Eingriff.

### III. Biomechanisch fundierte Operationsplanung im Einzelfall

Unser Vorgehen bei der biomechanisch fundierten Operationsplanung soll an einem Beispiel demonstriert werden:

Abb. 37 a zeigt das präoperative Röntgenbild einer 25-jährigen Patientin mit einer linksseitigen Hüftgelenkdsdysplasie; die Biostatik dieses Gelenkes ist normal, weshalb wir auf die Wiedergabe des Belastungsdiagramms verzichten.

Das Diagramm in Abb. 38 zeigt  $p/G_5$  für den Testfall einer Derotationsvarisierungsosteotomie, das Diagramm in Abb. 39  $p/G_5$  nach einer simulatorisch mit Röntgenpausen vorgenommenen Beckenosteotomie nach CHIARI. Das postoperative Röntgenergebnis nach dem letztgenannten Eingriff geht aus Abb. 37b hervor; dazu ist in der Grafik in Abb. 40 die mittels des postoperativen Röntgenbildes erstellte Druckkurve wiedergegeben. Theoretischer Testfall der Beckenosteotomie (Abb. 39) und tatsächliche postoperative Rechnung (Abb. 40) stimmen weitgehend überein.

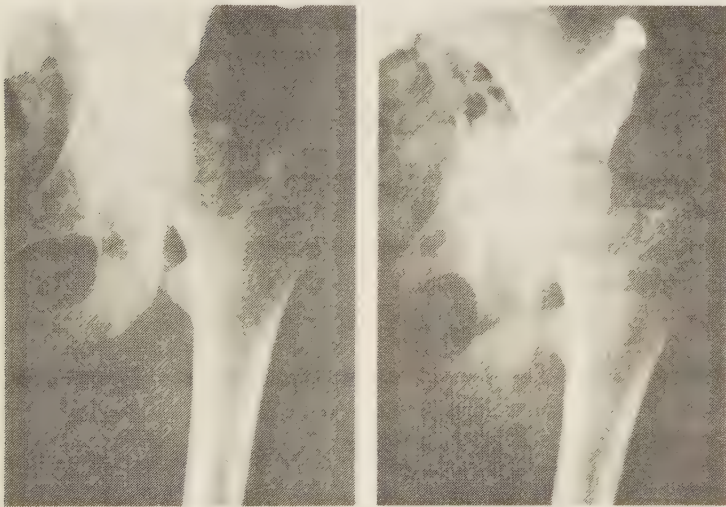


Abb.37a u. b: Pat. B.W., a: Hüftgelenksdysplasie li., b: Zust. n. Beckenosteotomie nach CHIARI.

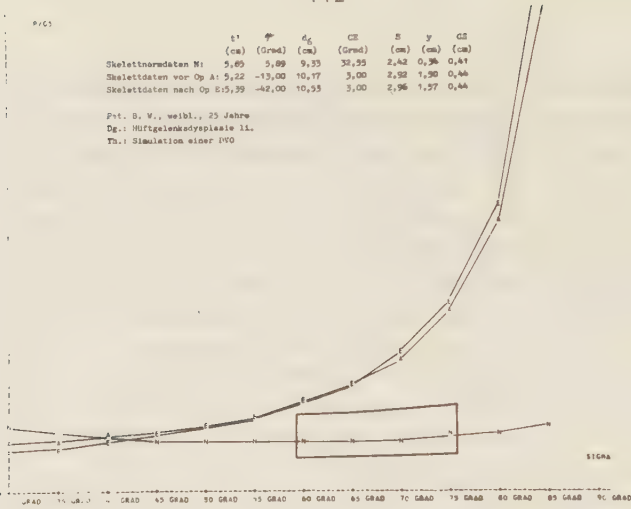


Abb.38: Pat. B.W., Beanspruchungsdiagramm bei Simulation einer Derotationsvarisierungsosteotomie.

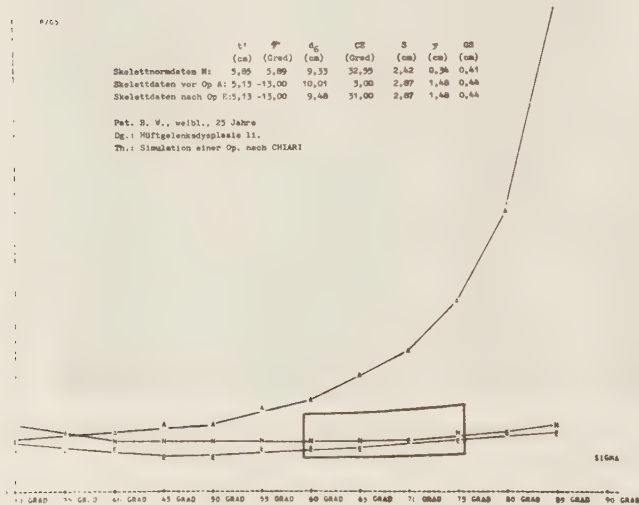


Abb.39: Pat. B.W., Beanspruchungsdiagramm bei Simulation einer Beckenosteotomie nach CHIARI.

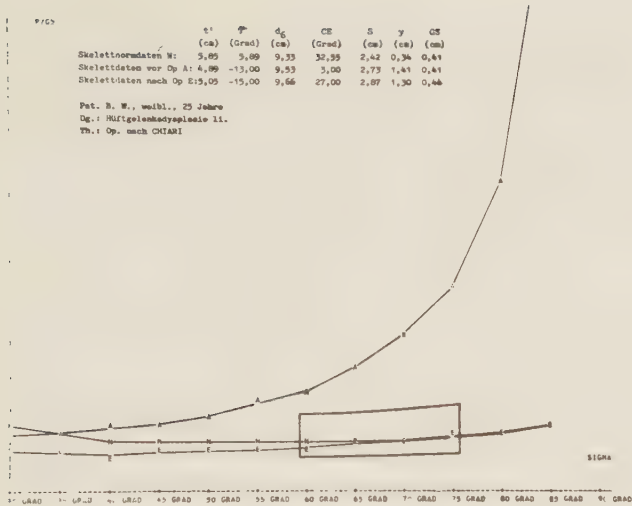


Abb.40: Pat. B.W., Beanspruchungsdiagramm nach durchgeführter Beckenosteotomie nach CHIARI.

## N. SCHLUSSBEMERKUNG

Das Ziel unserer Arbeiten über die Biomechanik des menschlichen Hüftgelenkes war die Erstellung einer nach heutigen Erkenntnissen möglichst realistischen Berechnungsmethode zur Erfassung der Belastung und Beanspruchung. Wir mußten dabei von diversen Vereinfachungen und theoretischen Annahmen ausgehen. Zu diesen Annahmen gehört derzeit noch die Ausklammerung von dynamischen Faktoren und die Beschränkung auf die Statik sowie die Reduktion der Problematik in die Frontalebene. Zum anderen mußte bei der Druckberechnung eine Gleichverteilung zwischen Hüftkopf und Pfanne angenommen werden aus Gründen, die ihre Ursache in der Unkenntnis von Materialdaten der zwischenliegenden Knorpelmasse haben. Wir sehen für die Zukunft unsere Aufgabe darin, die oben erwähnten theoretischen Annahmen je nach Fortschreiten des Kenntnisstandes zu korrigieren und nach Möglichkeiten zu suchen, der Tatsache gerecht zu werden, daß es sich bei der menschlichen Hüfte um ein belebtes biologisches System handelt, dem man nur bis zu einem gewissen Grade die Regeln der technischen Mechanik aufzwingen darf. Diese Gesetze gelten hier zwar ebenso wie in der Technik, jedoch müssen sie mit der Biologie in Einklang gebracht werden.

## O. Zusammenfassung

Besteht zwischen der Beanspruchbarkeit und der tatsächlichen Beanspruchung des Hüftgelenks ein Mißverhältnis, wie dies bei der Hüftgelenksdysplasie der Fall ist, so ist mit Entwicklung einer Arthrose zu rechnen. Voraussetzung für das therapeutische Vorgehen zur Korrektur der Gelenkdysplasie ist die Kenntnis der Biomechanik der Hüfte und zumindest eine größenordnungsmäßige Einstufung der Belastung, der Richtung der angreifenden Kräfte und schließlich der Beanspruchung.

In der vorliegenden Arbeit wird ein verbessertes Verfahren zur Berechnung der Belastungs- bzw. Beanspruchungsverhältnisse am Hüftgelenk unter Zugrundelegung der bisher bekannten Berechnungsmethoden dargestellt. Nach einer Literaturübersicht über den derzeitigen Stand der Erkenntnisse über die Biomechanik des Hüftgelenkes werden kurz einige anatomische bzw. röntgenologische Grundlagen, die zum Verständnis der biomechanischen Erörterungen erforderlich sind, gestreift. Wie bei jeder Gelenkberechnung stützt sich das dargelegte Rechenverfahren auf gewisse verallgemeinernde, nicht kontrollierbare Annahmen, zu denen die Ausklammerung von dynamischen Faktoren und die Beschränkung auf die Biostatik sowie bei der Ermittlung der Belastung die Reduktion der Problematik in die Frontalebene gehören. Die Belastungsberechnung gründet sich auf die biomechanischen Arbeiten von O. FISCHER, PAUWELS, AMTMANN und KUMMER sowie HAMACHER und ROESLER. Bei der Anwendung des Rechenverfahrens nach HAMACHER und ROESLER zeigte sich, daß Hüftgelenke mit durchaus pathologischem Röntgenbefund normale Belastungsverhältnisse ergaben, weshalb eine neue Kenngrößenbestimmung erarbeitet wurde, die realistischere Ergebnisse brachte. Im Rahmen dieser Erörterungen erfolgt eine Diskussion über den Ansatz der am Trochantermassiv ansetzenden Hüftabduktoren, dessen genaue Festlegung aus Gründen der Muskelhebelarmbestimmung erforderlich ist.

Nach Darstellung der Belastungsberechnung wird eine Rechenmethode zur Bestimmung des Gelenkdruckes angegeben, wobei sich

die zu berücksichtigende Fläche als Projektion der belasteten Fläche der Kopfoberfläche in eine Ebene senkrecht zur Gelenkresultierenden  $\underline{R}$  ergibt. Ein derartiges Vorgehen ist ansich nur bei zentrischer Lage der Gelenkresultierenden  $\underline{R}$  gerechtfertigt, bei nicht zentrischer Lage von  $\underline{R}$  bezüglich der projizierten Kontaktfläche, etwa bei ungenügender Kopfüberdachung liefert die Druckberechnung einen viel zu kleinen Wert für den Maximaldruck. Deshalb wird auf das KUMMER'sche Kugelzweieck zurückgegriffen, das für nicht zu pathologische Fälle eine physikalisch und medizinisch vernünftige Berechnungsmöglichkeit ergibt. Die Druckberechnung erfährt Korrekturen durch Berücksichtigung der Tatsache, daß in den seltensten Fällen bei einer gesunden und schon gar nicht bei einer dysplastischen Hüfte der Kopfmittelpunkt in der knöchernen Pfanneneingangsebene liegt. Zum anderen werden die anatomische Gegebenheit der Pfannenanteversion und die Gelenkspaltbreite mit in das Rechenverfahren eingebracht.

Nachdem die in der Literatur angegebenen Skelettnormdaten für die geometrischen Kenngrößen nicht übernommen werden können, wird an 136 hüftgesunden Individuen eine röntgenologische Normdatenbestimmung vorgenommen. Mit Hilfe des angegebenen Rechenverfahrens für die Bestimmung der Belastung bzw. Beanspruchung des Hüftgelenks lassen sich Kurvenverläufe für die Hüftgelenkresultierende  $\underline{R}$ , die Resultierende der Muskelkraft  $\underline{M}$  und den Gelenkdruck  $p$  jeweils in Abhängigkeit vom Partialkörpergewicht  $G_5$  ermitteln, die in Korrelation zu einer aus den Skelettnormdaten erstellten Normkurve gesetzt werden. Zur Überprüfung, ob bei einem Hüftgelenk im Einzelfall eine Überbelastung bzw. -beanspruchung vorliegt, wird der Kurven-Streubereich der 136 gesunden Hüftgelenke herangezogen und als " Physiologisches Belastungs-Feld" (  $PBF$  ) bzw. als "Physiologisches Druck-Feld" (  $PDF$  ) definiert, wobei die Grenzen bezüglich der Einfallrichtung der Muskelresultierenden  $\underline{M}$  aus funktionsanatomischen Gründen bei  $60^\circ$  bzw.  $75^\circ$  festgelegt werden.

Die verbesserte Rechenmethode wird überprüft anhand von 228 pathologischen und bereits operierten Hüftgelenken. Dabei fin-

den Berücksichtigung die intertrochantere Osteotomie, die Trochanterversetzung sowie die heute geübten Standardoperationen zur Verbesserung der Kopfüberdachung. Hierbei wird auf den biomechanischen Effekt des jeweiligen operativen Verfahrens verwiesen und im Rahmen einer Kasuistik ausführlich diskutiert. Aus dem vorgelegten Rechenverfahren resultiert eine biomechanisch fundierte Operationsplanung im Einzelfall, wobei die Variationen der in die Rechenmethode eingehenden geometrischen Kenngrößen durchgespielt werden; hieraus ergeben sich Hinweise für die Wertigkeit der Standardoperationen.

Bei der Entwicklung des verbesserten Verfahrens wurde Wert auf eine möglichst realistische Berechnung gelegt, wobei das besondere Augenmerk auch einer für die klinische Anwendung praktikablen Lösung der Druckberechnung galt.

Das Rechenverfahren bietet für die Zukunft die Möglichkeit einer exakteren Indikationsstellung für die im Einzelfall anzuwendende operative Therapie bei den verschiedenen Formen der Hüftgelenksdysplasie.

P. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 AMTMANN, E., B. KUMMER: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene.  
Z. Anat. Entwickl.- Gesch. 127, 286 (1968)
- 2 BARTEL, D.L., R.C. JOHNSTON: Mechanical analysis and optimization of a cup arthroplasty.  
J.Biomech. 2, 97 (1969)
- 3 BRAUNE, W., O. FISCHER: Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers.  
Hirzel, Leipzig 1889
- 4 BRINCKMANN, P., H. HOEFERT, H. Th. JONGEN, J. POLSTER: Die Biomechanik des Hüftgelenks.  
Orthopäde 3, 104 (1974)
- 5 BURSTEIN, A.H., V.H. FRANKEL: The viscoelastic properties of some biological materials.  
Ann. New York Acad. Sciences 146, 158 (1968)
- 6 BUSSE, J., W. GASTEIGER, D. TÖNNIS: Eine neue Methode zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftgelenkes - der Hüftwert.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72, 245 (1972)
- 7 BYERS, P.D., C.A. CONTEPOMI, T.A. FARKAS: A post mortem study of the hip joint.  
Annals of the Rheumatic Diseases 29, 15 (1970)
- 8 CAMOSSO, M.E., G. MAROTTI: The mechanical behavior of articular cartilage under compressive stress.  
J. Bone Jt. Surg. 44 - A, 699 (1962)
- 9 CARPY: zit. nach v. LANZ
- 10 CHIARI, K.: Beckenosteotomie als Pfannendachplastik.  
Wien.med. Wschr. 103, 707 (1953)
- 11 CHIARI, K.: Ergebnisse mit der Beckenosteotomie als Pfannendachplastik.  
Z.Orthop. 87, 14 (1955)
- 12 CHIARI, K.: Bericht über die Beckenosteotomie als Pfannendachplastik nach eigener Methode.  
In: Beckenosteotomie-Pfannendachplastik  
Herausgeber: G. CHAPCHAL: Thieme, Stuttgart 1965
- 13 CHIARI, K.: Der pfannenbildende Eingriff.  
Verh. DGOT 56. Kongr. Wien 1969  
Enke, Stuttgart 194, (1970)

- 14 CHIARI,K.: Spätergebnisse nach Beckenosteotomie-  
Verhütung der Präarthrose.  
Z. Orthop. 112, 603 (1974)
- 15 CHIARI,K.: Medial displacement osteotomy of the pelvis.  
Clinical Orthopaedics and Related Research.  
98, 55 (1974)
- 16 DAY,W.H.,S.A.V.SWANSON,M.A.R. FREEMAN : Contact pressures  
in the loaded human cadaver hip.  
J.Bone Jt. Surg. 57-B,302 (1975)
- 17 DEBRUNNER,H.U.,G.E.MÄDER: Ganguntersuchung an Patienten.  
Z. Orthop. 110, 549 (1972)
- 18 DEBRUNNER,H.U.: Studien zur Biomechanik des Hüftgelenkes I  
Ein neues Modell für die Berechnung der Hüftbe-  
lastung.  
Z. Orthop. 113, 377 (1975)
- 19 DEMPSTER,W.: zit. nach DEBRUNNER
- 20 DENHAM,R.A.: Hip mechanics.  
J.Bone Jt. Surg. 41-B, 550 (1959)
- 21 DUNLAP,K.,A.R.SHANDS,L.HOLLISTER,S.GAUL,H.STREIT: A new  
method for determination of torsion of femur.  
J. Bone Surg. 35-A, 289 (1953)
- 22 EDWARDS,J.: Physical characteristics of articular cartilage.  
Symposium on Lubriation and Wear in Living and  
Artificial Joints.  
Inst. of Mech. Eng. London, 1967
- 23 EKHOLM,R., B.NORBÄCK: On the relationship between articular  
changes and function.  
Acta Orthop. Scand. 21,81 (1951)
- 24 FICK,A.: Statische Betrachtungen der Muskeln des Oberschenkels.  
Z. rat. Med. 9, 94 (1850)
- 25 FICK,R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke,  
I. Anatomie der Gelenke. Fischer, Jena 1904
- 26 FICK,R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.  
III. Spezielle Mechanik.  
Fischer, Jena 1911
- 27 FISCHER,O.: Der Gang der Menschen.  
Teubner, Leipzig 1899
- 28 FISCHER,O.: Medizinische Physik  
Hirzel, Leipzig 1913

- 29 FRANCILLON, M.R.: Zur Rolle der Antetorsion in der Luxatio coxae congenita.  
Schweiz. med. Wschr. 35, 114 (1953)
- 30 GOODFELLOW, J.W., P.G. BULLOUGH: Studies on age changes in the human hip joint.  
J. Bone Jt. Surg. 50-B, 222 (1968)
- 31 GREENWALD, A.S., D.W. HAYNES: Weight-bearing areas in the human hip joint.  
J. Bone Jt. Surg. 54-B, 157 (1972)
- 32 GRÜNEWALD, J.: Die Beanspruchung der langen Röhrenknochen.  
Z. orthop. Chir. 39, 27, 129, 257 (1919)
- 33 HACKENBROCH, M.: Die Arthrosis deformans des Hüftgelenkes.  
Verh. Dtsch. Ges. Orthop. 44. Kongr. Nürnberg 1956  
Beilageh. Z. Orthop. 88, 28 (1957)
- 34 HACKENBROCH, M.: Die degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes.  
In: Handbuch der Orthopädie, IV/1  
Thieme, Stuttgart 1961
- 35 HACKENBROCH, M.: Faktoren, die die Entstehung und Entwicklung der Arthrose beeinflussen.  
Ärztl. Praxis 23, 3723 (1971)
- 36 HAMACHER, P., H. ROESLER: Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 70, 26 (1971)
- 37 HAMACHER, P., H. ROESLER: Ergebnisse der Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72, 94 (1972)
- 38 HAMACHER, P., H. ROESLER: Belastungsdiagramme bei Hüftgelenkerkrankungen.  
Z. Orthop. 112, 176 (1974)
- 39 HAMACHER, P.: Die Auswirkung von Varisierungs- und Beckenosteotomie auf die Belastung des Hüftgelenkes dargestellt im Belastungsdiagramm (II.)  
Orthop. Praxis 10, 169 (1974)
- 40 HARRISON, M.H.M., F. SCHAJOWICZ, J. TRUETA: Osteoarthritis of the hip: A study of the nature and evolution of the disease.  
J. Bone Jt. Surg. 35-B, 598 (1953)
- 41 HAYES, W.: Some viscoelastic properties of human articular cartilage.  
Acta Orthop. Belg. 38, 23 (1972)

- 42 HOHMANN, G.: Bericht über die Sammelforschung über die Spätergebnisse der Behandlung der angeborenen Hüftluxation.  
Z. Orthop. 39, 140 (1951)
- 43 IDELBERGER, K., A. FRANK: Eine nette Methode zur Bestimmung des Pfannendachwinkels.  
Z. Orthop. 82, 571 (1952)
- 44 INMAN, V. T.: Functional aspects of the abductor muscles of the hip.  
J. Bone Jt. Surg. 29, 607 (1947)
- 45 JENTSCHURA, G.: Über die praktische Anwendung der Methode WIBERGS für die Beurteilung der kongenitalen Dysplasie des Hüftgelenkes beim Erwachsenen.  
Z. Orthop. 80, 34 (1951)
- 46 KOCH, J.: The laws of bone architectures.  
Amer. J. Anat. 21, 177 (1917)
- 47 KONERMANN, H.: Funktionelle Analyse der Knorpelstruktur des Talonaviculargelenkes.  
Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 133, 1 (1971)
- 48 KUMMER, B.: Bauprinzipien des Säugerskelettes.  
Thieme, Stuttgart 1959
- 49 KUMMER, B.: Die Torsion der unteren Extremität, ihre Entstehung und funktionelle Bedeutung.  
Verh. Dtsch. Orthop. Ges. Zürich 1961  
Beilageh. Z. Orthop. 96, 115 (1962)
- 50 KUMMER, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes. I. Allgemeine Problematik.  
Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 127, 277 (1968)
- 51 KUMMER, B.: Die Beanspruchung der Gelenke, dargestellt am Beispiel des menschlichen Hüftgelenkes.  
Verh. DGOT 55. Kongr. Kassel 1968,  
Enke, Stuttgart 1969
- 52 KUMMER, B.: Grundlagen der Biomechanik des Hüftgelenkes.  
Med. Orthop. Technik 5/94, 118 (1974)
- 53 KUMMER, B.: Biomechanik der Gelenke (Diarthrosen).  
7. Wissenschaftliche Konferenz Deutscher Naturforscher und Ärzte.  
Springer, Berlin 1974
- 54 KUMMLER, B.: Biomechanical aspects of the total hip prosthesis.  
San Diego Biomedical Symposium, Febr. 1975

- 55 KUMMER,B.: Persönliche Mitteilung über die abduzierende Wirkung des tractus iliotibialis und über den Ansatz der Hüftabduktoren am trochanter major (1976)
- 56 KUMMER,B.: Biomechanics of the hip and knee joint. In: M.SCHALDACH und D. HOHMANN' edit., Advances in artificial hip and knee joint technology. Springer, Berlin 1976
- 57 LANGE,F., P.PITZEN: Zur Anatomie des oberen Femurende. Zschr. orthop. Chir. 41, 105 (1921)
- 58 v.LANZ,T.:Anatomische und entwicklungsgeschichtliche Probleme am Hüftgelenk. Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 37. Kongr. München 1949 Beilagh. Z. Orthop. 79, 7 (1950)
- 59 LEGAL,H.,H.RUDER: Zur biostatistischen Analyse des Hüftgelenks. Z. Orthop.(im Druck)
- 60 MC LEISH,R.D.,J.CHARNLEY: Abduction forces in the one-legged stance. J. Biomech.,3, 191 (1970)
- 61 MERCHANT,A.C.:Hip abductor muscle force. J. Bone Jt. Surg. 47-A, 462 (1965)
- 62 MIKULICZ,J.: Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen. His. Arch. 351 (1878)
- 63 MOLZBERGER,H.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV.Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 139, 283 (1973)
- 64 MOW,V.C.,W.M. LAI, J. EISENFELD,J. REDLER: Some surface characteristics of the articular cartilage II. J. Biomech. 7, 457 (1974)
- 65 MÜLLER,M.E.: Die hüftnahen Femurosteotomien. Thieme, Stuttgart 1971
- 66 OSERLÄNDER, W.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes. V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. Z. Anat.Entwickl.-Gesch. 140,367 (1973)
- 67 OSBORNE,G.V., W.H.FAHRNI: Oblique displacement osteotomy for osteoarthritis of the hip joint. J. Bone Jt. Surg. 32-B, 148 (1968)

- 68 OTTE, P.: Überlastungsschäden an der unteren Extremität.  
Verh. DGOT 55. Kongr. Kassel 1968  
Bücherei des Orthopäden 3, 323 F. Enke, Stuttgart  
1969
- 69 PAUL, J.P.: Biomechanics of the hip joint. Biomechanics  
and related bio- engineering topics.  
Pergamon Press, Oxford 1965
- 70 PAUL, J.P.: Forces transmitted by joints in the human body.  
Proc.Inst. Mech. Engrs. Vol. 181, Pt. 3J., 8 (1966-67)
- 71 PAUL, J.P.: Load actions on the human femur in walking  
and some resultant stresses.  
Exp. Mech. 11:3, 121 (1970)
- 72 PAUL, J.P.: The effect of walking speed on the force  
actions transmitted at the hip and knee joints.  
Proc. Roy. Soc. Med. 63, 200 (1970)
- 73 PAUL, J.P.: Force actions transmitted by joints in the  
human body.  
Proc. Roy. Soc. Med. (1975)
- 74 PAUL, J.P.: Loading on normal hip and knee joints and on  
Joint replacements.  
In: M. SCHALDACH und D. HOHMANN edit.,  
Advances in Artificial Hip and knee Joint  
technology. Springer, Berlin 1976
- 75 PAUWELS, F.: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Pro-  
blem. Grundlagen des Heilungsverganges, Prognose  
und kausale Therapie.  
Beilageh. Z. orthop. Chir. 63, (1935)
- 76 PAUWELS, F.: Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosa-  
architektur in neuer Auffassung.  
Ref.: Ärztl. Wschr. 3, 379 (1948)
- 77 PAUWELS, F.: Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer  
Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe.  
Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 121, 478 (1960)
- 78 PAUWELS, F.: Über die Bedeutung einer Zuggurtung für die  
Beanspruchung des Röhrenknochens und ihre Ver-  
wendung zur Druckosteosynthese.  
Verh. Dtsch. Ges. Orthop. 52. Kongr. Stuttgart 1965  
Beilageh. Z. Orthop. 101, 231 (1966)
- 79 PAUWELS, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen  
Anatomie des Bewegungsapparates.  
Springer, Berlin 1965
- 80 PAUWELS, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken  
Hüfte.  
Springer, Berlin 1973

- 81 RADIN,E.L.,J.L.PAUL,M.LOWY: A comparison of the dynamic force transmitting properties of the subchondral bone and articular cartilage.  
J. Bone Jt. Surg. 52-A, 444 (1970)
- 82 RIPPSTEIN,J.: Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen.  
Z. Orthop. 86, 345 (1955)
- 83 ROESLER,H.,P.HAMACHER: Die biostatistische Analyse der Belastung des Hüftgelenkes, I. Teil.  
Z. Orthop. 110, 67 (1972)
- 84 ROESLER,H.,P.HAMACHER: Die biostatistische Analyse der Belastung des Hüftgelenkes, II. Teil.  
Z. Orthop. 110, 186 (1972)
- 85 ROESLER,H.: Die Auswirkung von Trochanterversetzungen auf die Belastung des Hüftgelenkes dargestellt am Belastungsdiagramm (I.)  
Orthop. Praxis 10, 153 (1974)
- 86 ROHEN, J.W.: Persönliche Mitteilung über die Insertion der Hüftabduktoren am Trochanter major(1977)
- 87 RYDELL,N.W.: Forces acting on the femoral head-prosthesis.  
Acta Orthop. Scand. Suppl.88, Vol. 37 (1966)
- 88 RYDER,C.T., L.CRANE: Measuring femoral anteversion.  
J. Bone Jt. Surg. 35-A, 321 (1953)
- 89 SALTER,R.B.: Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip.  
J. Bone Jt. Surg. 43-A,518 (1961)
- 90 SALTER,R.B.: Role of innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip.  
J. Bone Jt.Surg. 48-A, 1413 (1966)
- 91 SALTER,R.B.,J.P. DUBOS : The first fifteen years personal experience with innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. Clinical Orthopaedics and Related Research 98,72 (1974)
- 92 SEVERIN,F.: Spätresultate unblutiger Behandlung von Luxatio coxae congenita.  
Zschr. orthop. Chir. 74, 52 (1943)
- 93 SCHNEIDER,P.G.,H.LICHTE: Arthrosis deformans nach ultra-physiologischen Gelenkbelastungen.  
Z. Orthop. 107,287 (1970)

- 94 SILLÁR, P., E.CZOBOLY, L. KÉRY: Deformations of the articular cartilage of the head of femur and humerus under mechanical stress.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 74, 231 (1972)
- 95 SILLÁR, P., L.KÉRY, E.CZOBOLY: A comparative study of the deformations of the intact and pathologic articular cartilage under mechanical stress.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78, 21 (1974)
- 96 SIMON, W.H.: Thickness and elasticity in the deformability of the articular cartilage.  
Arthritis Rheum. 14, 493 (1971)
- 97 STORCK, H.: Körperschwere und Gelenke.  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 29, 1 (1931)
- 98 TILLMANN, B.: Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. III. Die Form der Facies lunata.  
Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 128, 329 (1969)
- 99 WAGNER, H.: Korrektur der Hüftgelenksdysplasie durch die sphärische Pfannendachplastik.  
In: Beckenosteotomie-Pfannendachplastik  
Herausgeber: G.CHAPCHAL. Thieme, Stuttgart 1965
- 100 WAGNER, H.: Erfahrungen mit der Pfannenosteotomie bei der Korrektur der dysplastischen Hüftgelenkspfanne.  
Orthopäde 2, 253 (1973)
- 101 WAGNER, H.: Indikation und Ergebnisse der Pfannenosteotomie.  
Orthop. Praxis 10, 223 (1974)
- 102 WIBERG, G.: Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint.  
Acta. chir. Scand. Suppl. 58, 83 (1939)
- 103 WIBERG, G.: Mechanisch-funktionelle Faktoren als Ursache der Arthritis deformans im Hüft- und Kniegelenk.  
Z. Orthop. 75, 260 (1945)
- 104 WILLIAMS, M., H.F.LISSNER: Biomechanics of human motion.  
Saunders, Philadelphia 1962
- 105 WOLFF, J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen.  
Hirschwald, Berlin 1892

Ich danke Herrn Wiss. Rat Priv.-Doz. Dr. Hanns Ruder vom Institut für theoretische Physik der Universität Erlangen-Nürnberg für die Unterstützung bei der Lösung von Problemen der mathematisch-physikalischen Formulierung in dieser Arbeit sowie Frau Mathematikerin Margret Ruder für die von ihr durchgeführten Programmierarbeiten zur elektronischen Datenverarbeitung.



**Copy - Center 2000**

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30  
Tel. 09131-26197